

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Květen 2014

Bc. Martin Tuček



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů**

**Studie objemově-tlakových charakteristik manžet pro měření
krevního tlaku**

**Study of Volume-Pressure Characteristics of Cuffs for Blood
Pressure Monitoring**

Diplomová práce

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Bc. Martin Tuček

Praha 2014

Prohlášení autora práce

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 12. května 2014

.....

Podpis autora práce

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Martin Tuček
Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)
Obor: Biomedicínské inženýrství
Název tématu: Studie objemově-tlakových charakteristik manžet pro měření krevního tlaku

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou měření krevního tlaku a s možnostmi měření objemově–tlakových charakteristik manžet pro měření krevního tlaku. Provedte rešerši možností měření průtoku plynu.
2. Navrhněte sestavu pro měření objemově–tlakových charakteristik manžet a navrženou sestavu realizujte.
3. Provedte měření objemově–tlakových charakteristik souboru manžet a výsledky měření vyhodnoťte.
4. Diskutujte možný vliv vlastností manžety na přesnost měření krevního tlaku.

Seznam odborné literatury:

- [1] Batzel, J.J.; Kappel, F.; Schneditz, D.; Tran, H.T.: Cardiovascular and Respiratory Systems - Modelling, Analysis and Control. SIAM, Philadelphia, 2007. ISBN: 978-0-898716-17-7.
- [2] Webster, J. G.: Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. New Jersey: John Wiley & Sons Ltd., 2006. ISBN: 9780471732877.
- [3] Rozman, J.: Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. ISBN: 80-200-1308-3.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2014/2015

L.S.

prof. Ing. Pavel Sovka, CSc.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 10. 1. 2014

Poděkování

Děkuji Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D. za metodické vedení mé diplomové práce, odborný dohled, inspiraci a cenné rady. Děkuji také Ing. Janu Dvořákovi především za pomoc s návrhem konstrukce měřicí sestavy. Rovněž na tomto místě děkuji své rodině za bezvýhradnou podporu mého vysokoškolského studia.

Anotace

Studie objemově-tlakových charakteristik manžet pro měření krevního tlaku

Tato diplomová práce se zabývá krevním tlakem a především jeho měřením neinvazivní cestou. K němu je vždy používána manžeta zajišťující okluzi cév. Navrhl jsem měřicí zařízení, schopné zaznamenat objemově-tlakové charakteristiky takových manžet. Pomocí vlastní elektronické aparatury jsem změřil charakteristiku na více manžetách určených pro měření tlaku. Pro zpracování získaných dat jsem vytvořil vlastní funkci pro program MATLAB. Tvar objemově-tlakové charakteristiky vizualizuji a identifikuji příčiny rozdílů v křivkách pro jednotlivé měřené manžety. V práci diskutuji možný vliv rozdílů mezi manžetami na měření krevního tlaku. Dále přehledně shrnuji současný stav vědy v tomto oboru.

Klíčová slova:

Krevní tlak, manžeta, objemově-tlaková křivka, tlak, průtok.

Summary

Study of Volume-Pressure Characteristics of Cuffs for Blood Pressure Monitoring

The main objective of this thesis is blood pressure and its measurement by non-invasive means which is always carried out using a cuff ensuring blood-vessels occlusion. I have designed a measuring device able to record volume-pressure characteristics of these cuff and measured these characteristics using my own electronic equipment. The data is processed by a custom-made MATLAB function. The shape of the volume-characteristic is visualized and causes for the differences between cuffs are analyzed. The thesis discusses the possible influence of the differences between various cuffs on blood pressure measurements. It also gives an overview of the current state of the field.

Index Terms:

Blood pressure, cuff, volume-pressure characteristics, flow, pressure

Obsah

Úvod	9
1. Současný stav řešení problematiky	10
1.1. Cévní systém člověka	10
1.2. Krevní tlak.....	12
1.3. Historie měření krevního tlaku.....	15
1.4. Metody měření krevního tlaku neinvazivně	17
1.4.1. Auskultační metoda měření krevního tlaku.....	18
1.4.2. Oscilometrická metoda měření krevního tlaku.....	20
1.4.3. Méně časté možnosti měření krevního tlaku neinvazivně	23
1.4.3.1. Palpační metoda	23
1.4.3.2. Infrazvuková metoda.....	24
1.4.3.3. Ultrazvuková metoda	24
1.4.3.4. Metoda impedanční reografie	25
1.4.3.5. Metoda odtížené arterie – pletysmografická.....	26
1.4.4. Doporučení volby velikosti manžety	28
1.4.5. Přesnost neinvazivního měření krevního tlaku	28
1.5. Metody měření krevního tlaku invazivně.....	30
1.6. Tlakové senzory použité v lékařských tonometrech	31
2. Měření objemově-tlakové charakteristiky	33
2.1. Definice problematiky měření	33
2.2. Rešerše možnosti měření dle známého průtoku plynu	34
2.3. Návrh alternativní metody měření	37

2.4.	Konstrukce měřicí sestavy	39
2.5.	Metodika měření na souboru manžet	41
2.6.	Program pro zpracování výsledků	43
3.	Výsledky práce	46
4.	Diskuze	50
	Závěr	52
	Citovaná literatura	54
	Seznam příloh	58
	Přílohy ve vazbě	58
	Obsah přiloženého CD	58
	Příloha č.1 – Elektrické schéma senzorického obvodu	59
	Příloha č.2 – Návrh DPS pro senzorický obvod	60

Úvod

Měření krevního tlaku je nedílnou součástí lékařského vyšetření současné medicíny. Onemocnění kardiovaskulárního systému jsou jedny z nejčastějších příčin lidského úmrtí. Celosvětově stojí za 1/3 z nich, v Evropě za celou polovinou. Přitom hypertenze zůstává hlavním rizikovým faktorem s ním spojeným. Její prevalence v ČR je pro dospělou populaci ve věku 25 – 64 let 35 %. Přitom zhruba 1/3 nemocných zatím nemá hypertenzi diagnostikovanou. Spolu s diabetem, kouřením a obezitou je zásadním rizikovým faktorem nejen ischemické choroby srdeční, ale i cévních mozkových příhod a ischemické choroby tepen dolních končetin. Účinná léčba snižuje kardiovaskulární mortalitu o 16 % a mortalitu mozkových příhod až o 42 %. (1)

Na základě měření krevního tlaku hodnotíme zdravotní stav pacienta po stránce hemodynamické, metabolické i psychické. Pulsatilní krevní tlak vzniká stažením srdečního svalu, jeho hodnota se odvíjí od velikosti srdečního výdeje, periferní resistance cévního systému i stavu krve a jejího objemu. Krevní tlak během dne i s každým pulzem kolísá a teprve průměrná celodenní hodnota tlaku může být signifikantním ukazatelem skutečných rizik pro pacienta.

Svou práci, týkající se oboru měření krevního tlaku, soustředím na získání objemově-tlakové charakteristiky manžet určených pro jeho neinvazivní měření. Mým cílem je sestavení měřicího zařízení, schopného získat data pro porovnání více různých manžet a jejich mechanických vlastností. Získané křivky popisují a snažím se odhadnout příčinu naměřených rozdílů mezi manžetami, případně vliv opotřebení a stáří manžety na její objemově-tlakovou charakteristiku. Práce dále obsahuje detailní shrnutí problematiky měření krevního tlaku. V závěru diskutuji možný vliv vlastností manžety na přesnost jeho měření.

1. Současný stav řešení problematiky

1.1. Cévní systém člověka

Hlavním účelem kardiovaskulárního systému je uspokojení potřeb každé buňky v organismu zásobením kyslíkem a živinami. Současně s živinami je v krvi transportováno rozpuštěné CO_2 a další metabolity k jejich vyloučení z těla. Kardiovaskulární systém dále dopravuje hormony a enzymy, regulující činnost buněk v těle. Bez srdce, pohánějícího krev, by cévní zásobení nemohlo při rozměrech a potřebách lidského těla samočinně fungovat. Pro naplnění nutných požadavků látkové výměny, je systém cév v našem těle rozdělen na 2 oběhy – systémový, transportující krev skrze tkáně a plicní, který transportuje krev skrze plíce. Zajímavé je rozdělení objemu krve mezi jednotlivé orgány. Popisuje ho tabulka níže (Tabulka 1).

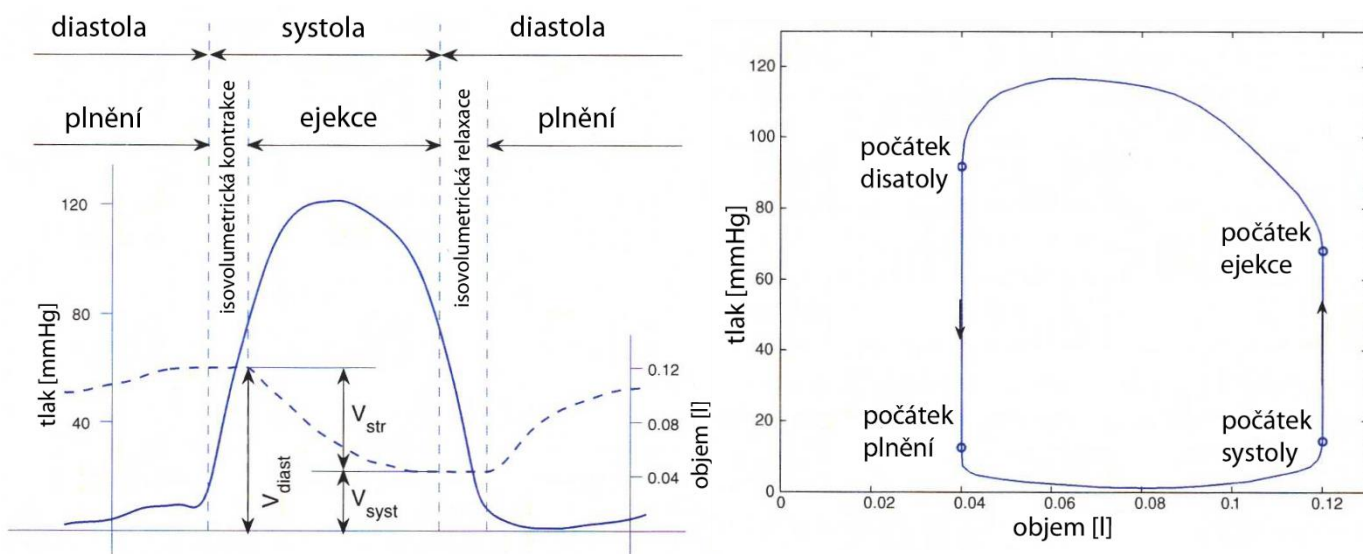
Orgán	Perfúze
Plíce	100 %
Myokard	5 %
Mozek	15 %
Ledviny	20 %
Kostní svalstvo	15 %
Kůže	10 %
Játra	10 %
Slezina a střeva	25 %

Tabulka 1 - Rozdělení objemu krve v systémovém a plicním okruhu.

Srdce je tvořeno ze čtyř samostatných dutin dvojího typu – dvou komor a dvou síní. Síně a komora na sebe ve dvojici navazují a tvoří tak pravou či levou polovinu srdce. Anatomické oddělení síně, komory a cévního systému zprostředkovávají jednosměrně průchozí chlopně. Účelem síně je efektivní plnění komory, jenž jako pumpa zajišťuje dostatečný průtok krve celým oběhem. Systémový oběh je plněný levou komorou, spojenou s levou síní, do níž přichází okysličená krev z plic. Plicní oběh plní pravá komora s pravou síní. Obě srdeční

poloviny pracují synchronně, ovšem pravá polovina srdce má menší objem, slabší stěnu a vyvíjí menší tlak s ohledem na jemnou stavbu plicní tkáně. Srdce je velmi komplexní orgán. Jde o dvě sériově spojené pumpy, pracující po celý život bez odpočinku. Denně dojde jeho zásluhou k přečerpání 7000 litrů krve v cévním systému délky 100 km. Přitom i v klidových podmínkách projde jednotka krve celým systémem již za jedinou minutu. (2; 3)

Mechanismus vypuzení krve dělíme na tyto základní fáze: Izovolumetrickou fází komor, jenž je součástí systoly, kdy je tlak v komorách vyšší než v síních, čímž dojde k uzavření jednosměrné síňo-komorové chlopně. Komorový tlak je současně nižší než v arteriích, ovšem při kontrakci srdeční svaloviny postupně stoupá. Ve chvíli kdy stoupne na hranici tlaku v aortě, který je běžně asi 80mmHg pro levou komoru a 10 mmHg pro pravou komoru, tato fáze končí. Při dalším nárůstu tlaku v komoře cyklus přechází do fáze zvané ejekční. V této fázi dochází k otevření výstupních chlopní srdce a postupnému vytlačení asi 65 % objemu krve z komory. Poměr vypuzeného množství krve a objemu komory v izovolumetrické fázi je nazýván ejekční frakcí. Je to spolehlivý ukazatel kontraktility komor. Během ejekční fáze tlak stoupá pro levou komoru na konečných 120 resp. 25 mmHg pro pravou komoru. Tahem vaziva srdečního svalu tisknoucího komory, se zvětší síně před komorami a dochází k jejich podtlakovému naplnění krví. Systola končí rapidním poklesem tlaku spojeným s relaxací srdeční svaloviny za současného uzavření výstupních chlopní komor. Bezprostředně po ukončení ejekční fáze komor nastává izovolumetrická relaxace srdeční svaloviny. Tlak v komorách klesne pod tlak v síních (5 mmHg pro levou síň a 8 mmHg pro pravou síň) a za dalšího poklesu komorového tlaku dochází k plnění komor krví. Nastává plicní fáze – poslední část srdečního pulzu. Během ní dojde k podtlakovému naplnění komor. Níže uvádím křivku změny objemu a tlaku během srdečního cyklu (Obrázek 1). (4; 3)



Obrázek 1 - Průběhy tlaku a objemu během fází srdečního cyklu. (3)

1.2. Krevní tlak

Krevní tlak je veličina dobře popisující stav kardiovaskulárního systému těla. Průtok krve Q skrze cévu odpovídá poměru tlakového gradientu ΔP a cévní resistance R :

$$Q = \frac{\Delta P}{R}$$

Resistance R je přímo úměrná viskozitě krve a délce cévy, nepřímo úměrně závisí na čtvrté mocnině poloměru cévy. Srdce svými stahy vypuzuje krev pod zvýšeným tlakem do malého krevního oběhu plicnicí a velkého krevního oběhu aortou. Časová křivka průběhu tlaku je v každé části těla jiná. Ve velkých cévách můžeme sledovat superpozici tlakových pulzů tvořených srdcem i odrazů tlakové vlny od cévních bifurkací. Nejvyšší tlakový gradient v cévním systému se nachází v kapilárách, zde je pulzní vlna srdce zcela utlumena. (5)

K regulaci krevního tlaku dochází změnami tuhosti velkých arterií a průměru malých arteriol. Ovládá je autonomní nervový systém s okamžitým efektem nebo dlouhodobě účinkující hormony, působící na svalovinu cévní stěny. Změny krevního tlaku, způsobené například odlišnou polohou těla, snímají baroreceptory umístěné v oblouku aorty a karotidách, předávající informaci o změnách krevního tlaku mozku. Mozek je dále odpovědný za krátkodobé tlakové změny spojené se

spánkem, nebo probouzením. Nízký pokles systolického tlaku během spánku je významným rizikovým faktorem a dobrým ukazatelem skutečného rizika cévní příhody. (5)

V praxi se krevní tlak dle místa měření rozděluje na centrální, periferní, arteriální a venózní, dále pak detailně na tlaky v různých místech srdce nebo plicnici. Venózní krevní tlak je určen napjetím žil, krevním objemem, srdečním výdejem a kontrakční silou komory pravé strany srdce. Protože venózní krevní tlak můžeme měřit jediné přímo v cévách, chirurgicky invazivním způsobem, chápeme označení krevní tlak časteji ve spojitosti s tlakem arteriálním, měřitelným neinvazivně na perifériích těla. Abychom neinvazivní metodou určili co možná nejvěrněji centrální tlak měřitelný pouze invazivní cestou, umísťujeme manžetu pro neinvazivní měření nejčastěji na levou paži, nejbližší srdci, v jeho výšce, na stále ještě dostatečně širokou tepnu. (6; 7)

Krevní tlak se vždy udává v relativní hodnotě vůči tlaku atmosférickému, tj. 101,325 kPa, což v mezinárodně používané jednotce pro měření krevního tlaku mmHg odpovídá 760 mmHg. Jednotka milimetr sloupce rtuti, definovaná jako hydrostatický tlak, jakým působí vlastní vahou sloupec rtuti výšky 1 mm, umožňuje svým rozměrem dostatečně přesnou reprezentaci krevního tlaku i bez použití desetinných hodnot. Hydrostatický tlak pro kteroukoli kapalinu počítáme dle vztahu:

$$p = h \cdot \rho \cdot g,$$

kde h je výška hladiny, ρ je hustota kapaliny a g gravitační zrychlení. Milimetr rtuti je dnes výhradní jednotkou, používanou v medicíně v souvislosti s krevním tlakem, ovšem dříve se uváděl v cmH₂O, což je jednotka oproti mmHg přibližně 0.736× menší. (6; 8)

Srdce vypuzuje krev pulzatilně. Její tlak kolísá mezi svou nejvyšší hodnotou – systolickým tlakem (SP), kterého srdce dosáhlo systolou komor za současné ejekce krve do cévního oběhu a hodnotou nejnižší – tlakem diastolickým (DP), který

nastává před jejich opětovným plněním. Tyto dvě hodnoty zapisujeme s lomítkem, oddělujícím hodnotu tlaku systolického a diastolického. Průměrná hodnota krevního tlaku se díky stárnutí cév mění s věkem. Ke krátkodobým změnám krevního tlaku dochází s každým pulzem, kdykoli během dne. Pulzním tlakem (PP) je míněn rozdíl systolického a diastolického tlaku. Může být vyšší či nižší, stejně jako hodnoty systolického a diastolického tlaku. Zatímco pro pětiletého chlapce je běžná hodnota tlaku 110/70, v dospělosti tlak dosahuje hodnot 120/80. Průměrný muž ve věku 65 let má krevní tlak 145/95. Jako arteriální hypertenze je diagnostikováno alespoň dvakrát opakované naměření hodnoty tlaku 140/90. (6; 9)

Měření krevního tlaku se provádí v ordinaci lékaře u sedícího pacient alespoň po deseti minutách pauzy na uklidnění. První měření tlaku v ordinaci je nutné provést na obou pažích, opakovaná měření pak pouze na paži, kde byl dříve naměřen vyšší krevní tlak. Diabetikům a starším nemocným má být měření prováděno vestoje po pěti minutách uklidnění. Tato prodleva je nutná pro kompenzaci ortostatické hypertenze. (1)

Během periody jednoho srdečního cyklu, mezi dvěma následnými kontrakcemi srdce, lze měnící se krevní tlak zprůměrovat na střední tlak (MP), který na rozdíl od hodnot systolického a diastolického tlaku vypovídá objektivně o schopnosti srdce prokrvit tělní periferie. Střední tlak může být přesně určen integrací spojitého průběhu krevního tlaku v čase, nebo odhadnut z diskrétní hodnoty diastolického a systolického tlaku dle vztahu:

$$MP \doteq \frac{(2 \cdot DP + SP)}{3}.$$

Je ovšem nutné takový výpočet chápat jako zástupný a vhodný jen v případě potřeby hrubého odhadu středního tlaku. K jeho odvození došlo díky podobnosti tlakové pulzní vlny krve s trojúhelníkem. Výhodou hodnoty středního tlaku je jeho, za běžných podmínek, identická hladina v celém cévním systému. (7; 1)

Hodnota krevního tlaku se během celého dne velmi rychle mění. Pacienti vykazující při klinickém i domácím vyšetření stejné statické hodnoty tlaku, mohou mít docela jiné průměrné denní či noční hodnoty. Tlak se různí každým úderem srdce, nejen v závislosti na psychických či fyzických podnětech a změnách počasí. Studie provedená na Lékařské univerzitě v Gdansku ukázala, že i okolní teplota prostředí ovlivňuje hodnoty krevního tlaku. V zimním období je krevní tlak i jeho variabilita dlouhodobě vyšší než v létě, to potvrzují i všeobecně častější kardiovaskulární příhody během zimy. Variabilita krevního tlaku je v silné korelaci s věkem a dříve nastupuje u mužů. Význam znalosti celodenní křivky krevního tlaku potvrdily studie až kolem roku 1990. Vývoj v odvětví holterovského sledování krevního tlaku neinvazivním způsobem, je dlouhodobě důležitý a správný směr k objektivnějšímu hodnocení rizika kardiovaskulární příhody a více personalizované medicíně. Nejnovější studie, oproti dřívějšímu přesvědčení, ukazují, že dřívější snaha o pouhé snížení středních denních hodnot krevního tlaku není dostatečná. Mechanismus konečného poškození orgánů vysokým krevním tlakem není stále dostatečně identifikován a zvýšená variabilita krevního tlaku, jako možná příčina poškození, je dosud široce přehlížena. Výzkumy ukazují, že je nutné posoudit kvalitu léčby i v oblasti zmírnění variability, jako jednoho z rizikových faktorů. (10; 11; 12; 13; 14)

1.3. Historie měření krevního tlaku

Záznam krevního tlaku provedl William Harvey již roku 1628. Stalo se tak poprvé v historii moderní medicíny. Roku 1708 Stephen Hales napřímo propojil stehení tepnu koně, přes mosaznou trubičku a husí průdušnici, se skleněnou manometrickou trubicí a měřil tak „sílu krve“. Prvním sofistikovaným přístrojem pro měření krevního tlaku byl sphygmograf, který sestrojil, krom dalších primitivních lékařských přístrojů, Étienne-Jules Marey roku 1878. Auskultační metoda, dodnes používaná ve své tehdejší podobě, tedy i manžeta pro měření krevního tlaku, byla předvedena roku 1896 Scipione Riva-Roccim. Roku 1899 uvedl Gustav Gärtner

proudovou metodu zjištění systolického tlaku. Kolem prstu nasadil manžetu, stlačil ho, manžetu natlakoval, prst uvolnil a pak upouštěl tlak až do chvíle, kdy systolický tlak překonal tlak v manžetě a prst se znovu naplnil krví. Měření krevního tlaku bylo zavedeno do běžné medicíny Harveyem Cushingem roku 1901. Stalo se tak posledním ze čtyř základních, rutinně zaznamenávaných ukazatelů vitálních funkcí. Ozvy protékající krve pod stlačenou cévou byly popsány roku 1905 Nikolaiem Korotkovem v jeho diplomové práci. Tehdy se začal krevní tlak popisovat hodnotami systolického a diastolického tlaku. (8; 9)

Teorie o původu Korotkovových ozev se postupně vyvíjely během 20. století. Hlavní zdroj vzniku ozev se bude dle průtoku cévou a tlaku měnit, a lze předpokládat současnou platnost více mechanismů. Nejstarší z teorií je teorie vodního kladiva. Předpokládalo se, že ozvy jsou způsobeny nárazy rychle proudící krve, překonávajícími svým tlakem momentální tlak v manžetě, na statickou krev zaškrcenou distálně od manžety. Bohužel je průtok krve ve chvíli vzniku ozvy zanedbatelný. Teorie byla vyvrácena za pomoci dopplerovského vyšetření průtoku ultrazvukem. Další teorie předpokládala rychlé proudění krve a vznik ozvy, podobně jako zvuku doporvázejícího proudění krve uvnitř velkých cév. Závěry akustického zkoumání ovšem ukazují, že dle současně uznávané teorie generování zvuku, k nim za daných podmínek docházet nemůže. Nejvíce rozšířená je teorie vzniku Korotkovových ozev dle Dithi Chungcharoen (1964). Ta dle výzkumu prováděném na psech určila jako zdroj zvuku vznik turbulentního proudění v částečně zaškrcené tepně. Ke vzniku turbulentního proudění je nutná vyšší rychlost krve, ovšem ozvy vznikají i po přiškrcení arterií v předloktí, a tím významnému ovlivnění rychlosti proudění. Turbulentní proudění může být zčásti přítomné při vzniku Korotkovových ozev, přesto ale není jediným původcem zvuku. Tím hlavním je dle nejnovějšího zkoumání, které provedl Gary Drzewiecki (1989) na velmi reálném modelu, poddajnost stěny arterie a s ní související rychlé změny tlaku pulsní vlny pod natlakovanou manžetou. (15)

Oscilometrickou metodu ve zjednodušené verzi provedl poprvé Étienne-Jules Marey roku 1876. Jeho měření spočívala v těsném uzavření paže měřené osoby do komory naplněné vodou a měření tlakových změn v této komoře. Při zvyšování statického tlaku v komoře dochází postupně k nárůstu tlakových oscilací a později k jejich úplnému vymizení, které detekovaly systolický tlak. Teprve roku 1979, tedy sto let po prvním použití oscilometrického měření, byly studií Leslieho Geddese identifikovány největší oscilace se středním arteriálním tlakem.

Ačkoli dává oscilometrická metoda relevantní výsledky spíše jen za standardních podmínek pro normální osoby, nízká cena automatických přístrojů, na této metodě založených, vede k významné podpoře širokého testování osob v domácím prostředí a zvyšuje možnost včasné diagnózy problému, i když pacient nedochází na pravidelné prohlídky k lékaři. V neposlední řadě snižuje pravidelné domácí měření pacientů náklady veřejného zdravotnictví. (7)

První přístroj pro ambulantní 24 hodinové záznamy krevního tlaku byl představen roku 1962. Tehdy již plně automatizovaný přístroj, založený na auskultační metodě, vážil 2,5 kg. Chyběl mu dnes běžný vzduchovací motorek, místo něho měl plyn pro nafukování manžet stlačený v tlakové nádobě. (14)

Srdeční katetrizaci k chirurgicky invazivnímu měření centrálního tlaku provedl poprvé Werner Frosmann roku 1929. Dnes je již běžnou diagnostickou metodou v kardiologii. (8)

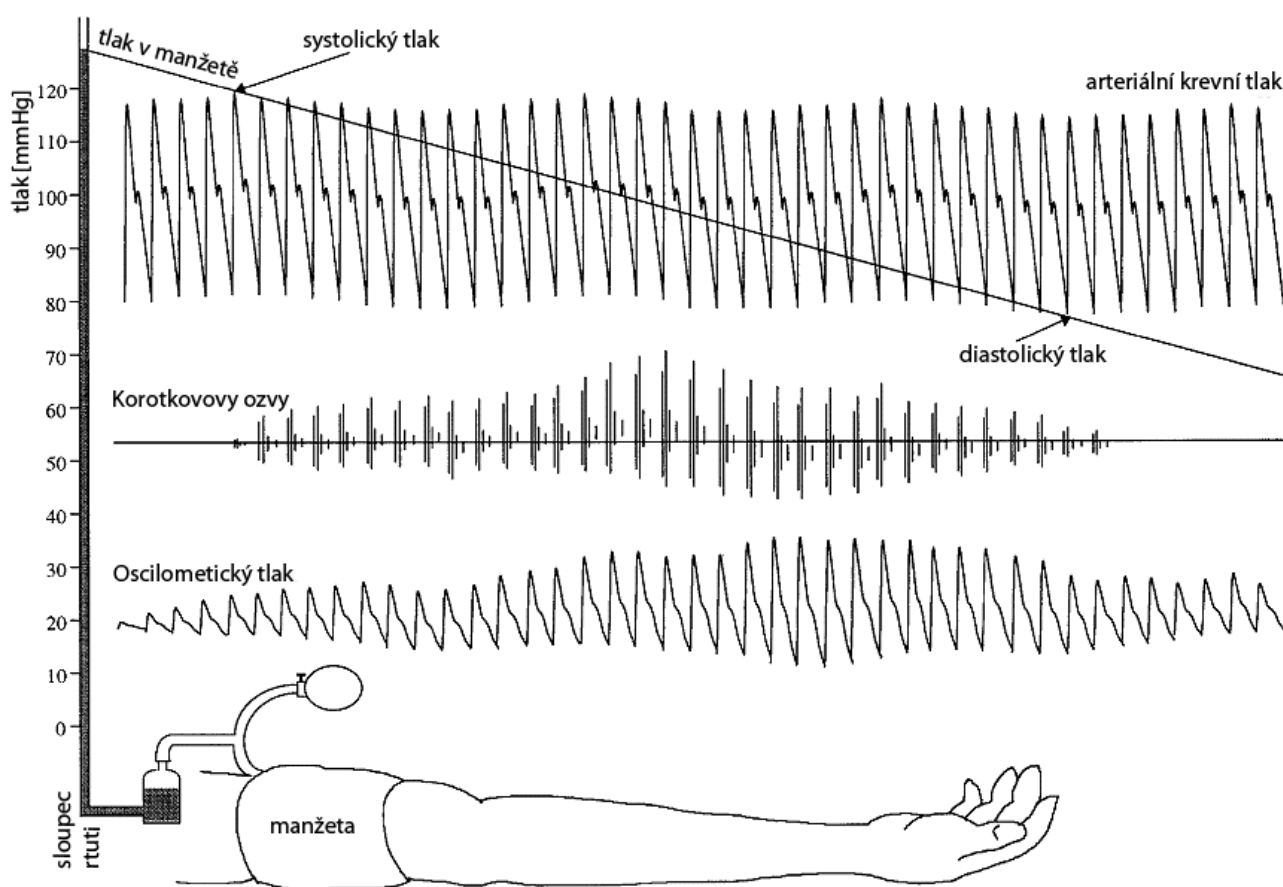
1.4. Metody měření krevního tlaku neinvazivně

Neinvazivní metody měření krevního tlaku, často také nazývané jako nepřímé, jsou používány při rutinních či zběžných vyšetřeních. Lze je provádět pouze na přístupných místech krevního řečiště, nejčastěji na levé paži v nadloktí, méně často na zápěstí, stehně, nebo prstu. Pro okluzivní měření využíváme gumovou manžetu nafouknutou kolem končetiny. Manžeta je umístěna v nepružném obalu, opatřeném suchým zipem pro snadné zajištění kolem paže.

Její natlakováním na vyšší než systolický tlak, se v případě umístění v nadloktí, stlačí brachiální arterie, až dojde k jejímu úplnému zaškrcení. Právě díky potřebě zaškrcení tepny po dobu několika srdečních akcí, nelze měření provádět spojitě v čase. Od chvíle natlakování manžety na běžnou hodnotu 160-200 mmHg se jednotlivé metody principiálně liší. (8; 5)

1.4.1. Auskultační metoda měření krevního tlaku

Auskultační metoda je hodně používaná pro svoji technickou nenáročnost, bohaté zkušenosti s tímto měřením a dostatečnou přesnost. Postupným uvolňováním tlaku v manžetě dochází k obnově proudění krve za vzniku Korotkovových ozev. Ty se ozývají, až dokud tlak v manžetě neklesne pod hodnotu diastolického tlaku. Názorný popis uvádím v obrázku níže (Obrázek 2).



Obrázek 2 - Princip auskultační a oscilometrické metody. (7)

Korotkovovy ozvy lékař poslouchá vlastním uchem za pomoci fonendoskopu přiloženého na brachiální tepnu distálně od manžety. Rozlišují se mezi pět fází. Tlak v manžetě, při kterém se obnovuje proudění krve, se rovná tlaku systolickému. V tuto chvíli lékař začíná slyšet postupně sílející a později slábnoucí šelesty. Fází jedna Korotkovových ozev je první jasný zvuk a současné obnovení hmatatelného pulzu. Trvá zhruba po dobu poklesu tlaku o 10 mmHg a je slyšet dříve než je možné palpací rozpoznat puls. Ve druhé, přibližně stejně dlouhé fázi, zvuk slábne a tón se prodlužuje. Čisté, pravidelné a nejhlasitější ozvy slyšíme ve fázi tři, během dalšího poklesu tlaku o 15 - 22 mmHg. V této chvíli zatím dochází k proudění krve pouze během systoly. Dle studie Leslie Geddes a George Davise (1989 a 1990) lze dle nejhlasitějšího zaznamenaného zvuku během třetí fáze Korotkovových ozev detekovat střední arteriální tlak. Ve čtvrté fázi zvuk ozev náhle významně slábne a krev proudí při systole i diastole. Během těhotenství nebo u osob s arteriovenózní píštělí nyní dojde k vymizení ozev. Při dalším vyfukování manžety dochází u normálních jedinců k vymizení slyšitelných Korotkovových ozev ve fázi pět, kdy se tlak v manžetě rovná tlaku diastolickému. (15; 14)

Z principu auskultačního měření je zřejmé, jak zásadní je přímá interakce tlaku v manžetě s tlakem krve, tak aby se tlak v manžetě ve chvíli uzavření tepny skutečně rovnal tlaku krevnímu. Předpoklad vyrovnaní tlaků neplatí v případě, kdy je cévní stěna zpěvněna v důsledku arteriosklerózy. V případě pacientů s tímto onemocněním nemusí dojít k uzavření cévy ani při tlaku manžety rovnému 300 mmHg. Tento efekt je nazýván pseudohypertenzí a pokud není správně odhalen, vede k léčbě snižující krevní tlak níže než na potřebnou hodnotu, což může mít nepříjemné důsledky pro pacienta. (5)

Velmi tiché Korotkovovy ozvy nemusí být vyšetřovatelem zaznamenány nebo jsou špatně interpretovány. Problém se týká především odposlechnutí hodnoty tlaku diastolického. Obecně udávaná přesnost této metody je ± 5 mmHg. Soustava pro měření tlaku auskultační metodou sestává z balónku s vypouštěcím ventilem,

který je s manžetou spojen gumovou hadičkou. Druhá hadička manžety vede do rtuťového sloupcového sfygmomanometru, bezrtuťového nebo deformačního Bourdonova manometru. Bourdonův manometr je v praxi méně oblíbenou možností vzhledem k náchylnosti na mechanické poškození a obtížněji čitelným tlakům. Skutečně pohodlnou práci a přesnost měření zajistí pouze dostatečně veliká kruhová stupnice tohoto manometru. Po natlakování manžety vzduchem přes balónek, lékař vypouští její obsah výpustným ventilem při ústí nafukovacího balónku, ideálně rychlostí $-3 \text{ mmHg} \cdot \text{s}^{-1}$. Tato rychlost zaručí dostatečně přesné měření i při nízké tepové frekvenci, a přitom barotraumatický účinek na brachiální tepnu i tkáň je minimální. Netěsnost v měřicí soustavě, a s ní spojený únik vzduchu, může být příčinou nepřesného měření. (6; 7; 5; 14)

1.4.2. Oscilometrická metoda měření krevního tlaku

Oscilometrická metoda je vůbec nejčastěji používaná, plně automatická metoda měření krevního tlaku. Její oblíbenost spočívá především v automatické činnosti, nevyžadující provádění zkušenou osobou, a jednoduchosti měřicí soustavy. Lze ji řídit plně elektronicky a proto je vhodná například pro patientské monitory. Název metody napovídá, že se v principu jedná o měření oscilací. Jsou to pulsní oscilace, vyvolané obnovujícím se průtokem krve brachiální tepnou, stlačenou pod vypouštěnou manžetou. Měřicí zařízení má k manžetě hadičkou připojený běžný elektronický tlakový snímač s A/D převodníkem a filtrační dolní propustí o mezní frekvenci 1 Hz. K natlakování manžety může být i v případě oscilometrické metody použit ruční balónek, častěji má ale tonometr přímo integrovanou vzuchovou pumpu. Manžetu, rychle natlakovanou zhruba na 170 mmHg, tonometr pozvolna vypouští otevřením velmi malého vypouštěcího ventilu o průměru v desetinách milimetru. Oproti auskultační metodě však může být vypouštění manžety rychlejší, protože nyní nejde o zaznamenání první či poslední ozvy, ale o spojitý záznam amplitudy oscilací, které jsou měřitelné dříve a končí později než Korotkovovy ozvy při auskultační metodě. Rychlost vypouštění

manžety je během měření konstantní, liší se u jednotlivých přístrojů v rozmezí 2 – 8 mmHg·s⁻¹. (6; 7; 8; 14)

Tlak v manžetě je přístrojem zaznamenáván s vysokou vzorkovací frekvencí. Záznam obsahuje na vypouštěcí křivce tlaku superponované pulsní oscilace o velikosti jednotek mmHg, znázorněné na obrázku (Obrázek 2). Po úvodní filtraci signálu a vytvoření obálky křivky tlaku její interpolací, se určení hodnot diastolického a systolického tlaku pro každý přístroj liší. Stanovení probíhá dle amplitudy tlakových pulsů, pomocí empiricky stanovených pravidel. (6; 7)

Výpočet nejčastěji operuje s nejvyšší amplitudou superponovaných oscilací, které nastávají ve chvíli středního tlaku. Hodnoty systolického a diastolického tlaku, jsou určeny poměrově k amplitudě tohoto nejvyššího pulzu, nejčastěji jako 55 % středního tlaku pro diastolický a 82 % nebo 85 % pro diastolický (Geddes a kol.). Další výzkumy navrhly hodnoty jako 59,3 % a 71,7 %, případně 52 % a 70 %. Hodnoty prahu pro rozpoznávání systolického a diastolického tlaku a další algoritmy jsou výrobním tajemstvím konstruktérů. Běžné přístroje spojuje fixní nastavení těchto prahů, pravděpodobně nejproblematickejší příčina zavádějících výsledků. Ty závisí významně na velikosti pulzního tlaku a poddajnosti cévy a mohou být pro různé jedince variabilní v rozsahu 10 – 20 %. Studie provedená na téma neparametrického stanovení prahových hodnot, dle naměřené oscilometrické křivky, ukázala možnost dosažení až 5× lepších výsledků než v případě fixně stanovených prahových hodnot. Tyto výsledky byly prozatím dosaženy jen na počítačovém modelu, s proměnným pulzním tlakem a poddajností cév na vstupu. (16) Vedlejším produktem měření krevního tlaku oscilometrickou metodou je zjištění pulsu, který přístroje zobrazují společně s primárním výsledkem měření. (6; 17; 14; 18)

Katalogová přesnost domácích oscilometrických přístrojů ± 3 mmHg je často daleko od skutečnosti. Především nestandardní tepová frekvence odchyluje výsledek až o 10 mmHg. Přístrojů, které splnily klinické zkoušky nebo standardy

vyžadované asociací Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI), protokolem British Hypertension Society (BHS), či doporučení European Society of Hypertension (ESH), je na trhu s běžnými tonometry stále jen malé procento. Kritéria pro splnění dle AAMI, jsou průměrný rozdíl naměřeného tlaku maximálně 5 mmHg, oproti auskultační metodě se směrodatnou odchylkou maximálně 8 mmHg a vyšší chybou nejvíce pro 5 % měření. (5; 14)

Alternativním přístupem k výše popsanému poměrovému odvození systolického a diastolického tlaku je derivace obálky signálu. V místě maxima derivovaného průběhu oscilací se nachází systolický tlak. Diastolický tlak pak odpovídá minimu první derivace obálky měřených oscilací. Střední arteriální tlak byl v manžetě v místě, kdy se derivace obálky signálu rovnala nule. Tato metoda, zvaná odvozená oscilometrie, dosahuje v případě vyšší tepové frekvence, oproti výše zmíněnému prahování amplitudy obálky signálu, spolehlivějších výsledků měření. (6; 8; 14)

Různá řešení druhotných funkcí tonometrů záleží na výrobci a konkrétním modelu. Není-li obálka signálu úplná – v případě, že tonometr nafoukl manžetu na tlak nižší než systolický a oscilace jsou detekovány hned v počátku vypouštění manžety, měření nejčastěji proběhne opakovaně s vyšším konečným tlakem v manžetě. Rychlé a výrazné změny tlaku v manžetě indikují chybu měření a nutost jeho opakování či zásahu obsluhy. Pacientské monitory vybavené modulem pro měření krevního tlaku, nabízejí řešení problematiky periodického měření tlaku, bez nutné asistence zdravotnického personálu. Jejich manžeta zůstává stále nafouknuta velmi nízkým tlakem, aby z paže nespadla. Pacientský monitor měření opakovaně spouští v pravidelných intervalech a zaznamenává do paměti naměřené hodnoty tlaku, z nichž můžeme vidět trend průměrného krevního tlaku podobně jako při holterovském ambulantním sledování pacienta. (6)

Význam oscilometrické metody významně zvyšuje právě její bezobslužnost. Díky ní mohou pacienti provádět měření doma a doplnit tak klinická měření

u lékaře. Výzkumy potvrzují, že efekt bílého pláště, tedy zvýšený tlak pacientů během vyšetření u lékaře, navyšuje u citlivých osob diastolický tlak až o 75 mmHg a systolický tlak až o 40 mmHg. Domácí měření se oproti klinickému vyšetření více blíží běžným hodnotám krevního tlaku pacientů. Dále je metoda použitelná v hlučném prostředí, kde auskultační metodu provádět nelze. Jedinou podmínkou je zachování svalového klidu, protože kontrakce ruší záznam. Oscilometrická metoda je také nejpoužívanější metodou pro holterovské systémy sledující krevní tlak během dne. (7)

1.4.3. Méně časté možnosti měření krevního tlaku neinvazivně

Mezi další možnosti nepřímého měření krevního tlaku patří zjednodušení auskultační metody – metoda palpační. Naopak zdokonalením auskultační metody jsou metody infrazvukového snímání Korotkovových ozev a ultrazvuková metoda měření krevního tlaku. Na zcela jiném principu fungují metoda impedanční reografie, pletysmografická metoda měření odtížené arterie, objemově oscilometrická metoda, metoda arteriální tonometrie a měření krevního tlaku snímáním rychlosti pulzní vlny. (4)

1.4.3.1. Palpační metoda

Palpační metoda je velmi podobná auskultační metodě, ovšem lze jí s určitou přesností vyhodnocovat pouze systolický tlak krve. Na rozdíl od ostatních metod se ve chvíli poklesu tlaku pod diastolický tlak amplituda pulsů ještě zvýší. K měření se namísto poslechu využívá palpce – hmatové rozpoznání okamžiku obnovení pulzu při vypouštění manžety. Nejčastěji je puls vyhmatáván na radiální tepně na zápěstí. Prsty vyšetřujícího mohou být pro tuto metodu nahrazeny elektronickým senzorem – metoda elektronické palpce. Diastolický tlak měříme ve chvíli, kdy se interval mezi jednotlivými pulzy během nafukování manžety začíná prodlužovat. Systolického tlaku v manžetě jsme dosáhli při vymizení pulzu. (4; 19)

1.4.3.2. Infrazvuková metoda

Snímání infrazvuku zdokonaluje klasickou auskultační metodu. Zvuk Korotkovových ozev má většinu energie na frekvencích 30 – 150 Hz, tedy se pohybuje na hranici slyšitelnosti lidským uchem. Jeho infrazvuková složka nese informace o systolickém a diastolickém tlaku ve frekvenčním spektru 5 – 35 Hz. Výška tónu dále závisí na krevním tlaku. Hypotoničtí pacienti a novorozenci mají Korotkovovy ozvy na frekvenci 8 Hz, což je činí pro běžné auskultační vyšetření zcela nedetekovatelné, ale i algoritmus infrazvukového vyhodnocení musí být pro tyto případy dostatečně robustní. Studie ukázaly, že ultrazvukové frekvence v pásmu 1 – 10 Hz jsou slyšitelné již na počátku vypouštění manžety. Jejich amplituda skokově roste z 60 % na 90 % nejvyšší dosažené hladiny současně s poklesem tlaku v manžetě pod systolický tlak. Tato charakteristika je v algoritmech infrazvukových tonometrů skutečně využívána. Nároky na sluch vyšetřujícího ve frekvenční oblasti 300 Hz a méně jsou u auskultační metody vysoké, proto je infrazvuková metoda dobrou zástupnou variantou. Metoda je ovšem citlivá na pohyby paže během měření a s nimi spojený rušivý zvuk přenášený na mikrofon. Řešením je použití dvou mikrofonů umístěných pod manžetou distálně a proximálně. Šum je detekován oběma mikrofony současně a může být během předzpracování odečten, zatímco signál zaznamenaný distálně umístěným mikrofonom tím vynikne. Zásadním problémem je pak však fixace mikrofonů přesně na brachiální tepnu. (15; 4; 8; 19)

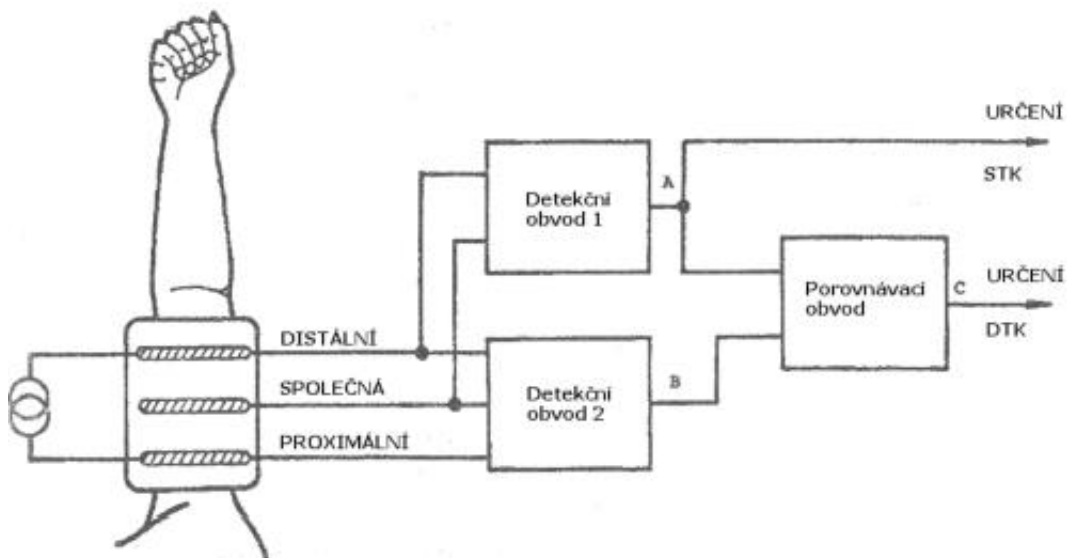
1.4.3.3. Ultrazvuková metoda

Ultrazvuková metoda má nejvěrnější výsledky v porovnání s referenční metodou měření krevního tlaku invazivně v aortálním oblouku. Dopplerův jev dovoluje určit rychlost proudění krve odražením ultrazvukové vlny krevními elementy. Speciální manžeta má přímo integrovaný ultrazvukový vysílač i přijímač. Běžně používaná frekvence ultrazvuku pro tento účel je 8 MHz. Umístění manžety a senzoru přesně nad brachiální arterii je důležité pro získání správných výsledků měření. Oproti ostatním metodám, může být měření prováděno již během fáze

nafukování manžety. Jak tlak v manžetě pomalu roste, přijímač nejprve zaznamenává stále stejnou frekvenci. Ve chvíli překročení diastolického tlaku se frekvence skokově mění při vymizení a následném obnovení průtoku krve tepnou. Jak tlak dále roste, poměry mezi jednotlivými fázemi se mění. Ve chvíli překročení systolického tlaku manžetou, přijímač detekuje přesně vysílanou frekvenci. Ke skokovým změnám frekvence v důsledku odrazu vlny od pohybujících se krevních elementů již nedochází. (8; 4)

1.4.3.4. Metoda impedanční reografie

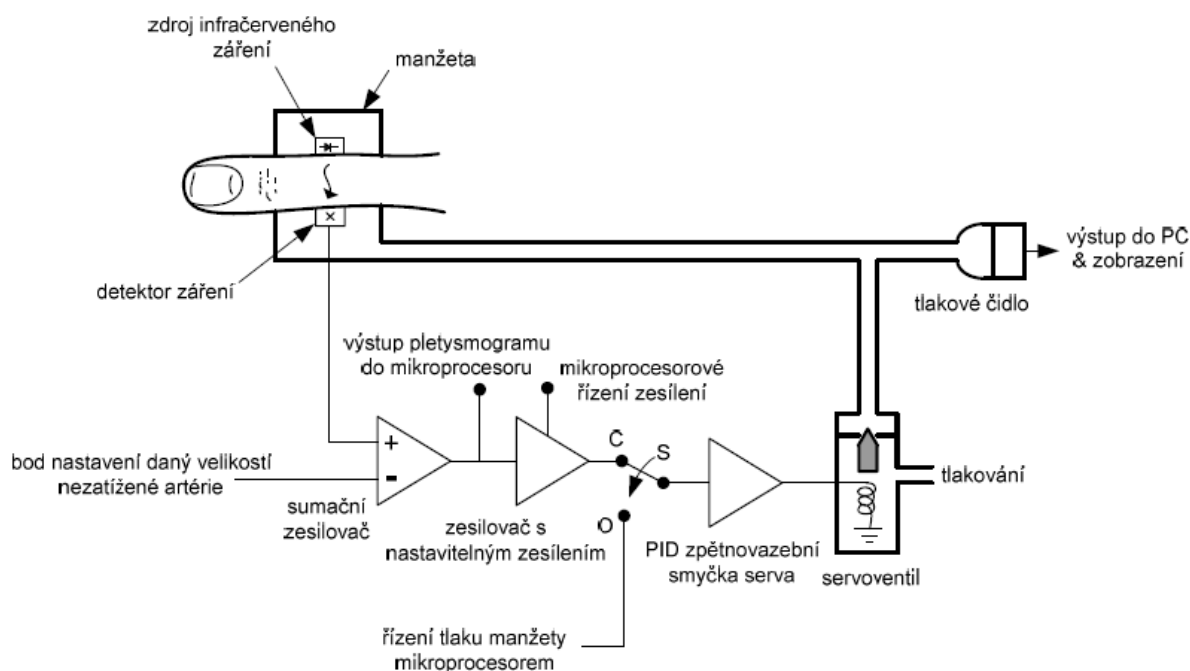
Při měření krevního tlaku impedanční reografií opět musíme omezovat krevní tlak manžetou až do úplného zastavení průtoku krve. Metoda využívající tři elektrod umístěných pod manžetou, dle nákresu na dalším obrázku (Obrázek 3), funguje na bázi analýzy změn impedance mezi těmito elektrodami, ovlivněných průtokem krve. Při překročení systolického tlaku manžetou měříme statické hodnoty impedance. Při následném vypouštění manžety se nejprve ukazují pravidelné změny impedance v detekčním obvodu dva, později i v detekčním obvodu jedna. Systolický tlak lze odečíst velmi dobře, ovšem problém je při určení tlaku diastolického, který detekujeme opět nastalou stálou hodnotou impedance, při obnovení normálního souvislého průtoku krve cévou. Přesnost detekce diastolického tlaku výrazně klesá s degenerativními změnami cév a kardiovaskulárního systému, proto je pro nemocné osoby metoda prakticky nepoužitelná. (4)



Obrázek 3 - Schéma soustavy pro měření krevního tlaku impedanční reografií. (8)

1.4.3.5. Metoda odtížené arterie – pletysmografická

Metoda pletysmografická vyniká nad ostatními nepřímými metodami měření krevního tlaku možností kontinuálního záznamu tlaku a následné reprezentace měření spojitou tlakovou křivkou. Je to jediná z rozšířených metod neinvazivního měření, která při měření nevyžaduje zastavení průtoku krve cévou. Kolem prstu, většinou prostředníčku či ukazováčku, se nafoukne malá manžeta s integrovaným zdrojem infračerveného záření o vlnové délce 940 nm a jeho detektorem. Tento fotoelektrický pletysmograf měří průsvit artérií, a tedy v kontinuálním režimu objemové změny arteriálního cévního systému. Během měření je manžeta pulsatilně nafukována tak, aby její tlak vždy přesně kopíroval aktuální tlak v cévě. Regulace tlaku v manžetě probíhá velmi rychle, dle hodnot právě změřeného průsvitu. Tím dochází k odtížení arterie – stav kdy transmurní tlak působící na stěnu cévy je nulový, céva je průchozí, ale nemění s pulsem svůj průřez. Změny tlaku v manžetě jsou přístrojem zaznamenávány a přesně odpovídají křivce tlaku krve. Schéma měřicí soustavy uvádím níže na obrázku (Obrázek 4). (8; 20)



Obrázek 4 - Blokové schéma přístroje pro spojitě neinvazivní měření krevního tlaku. (8)

Měření vyžaduje pravidelnou recalibraci senzoru, která přerušuje jinak spojitý záznam. Přístroj ji provádí přímo integrovaným oscilometrickým měřením krevního tlaku. Překlenutí doby recalibrace řeší přístroj s dvěma manžetami, kdy jedna zaznamenává krevní tlak během recalibrace druhé manžety a naopak. Běžný interval recalibrace je 15 minut, ovšem studie ukazují, že během operací při kterých se předpokládá silná hypotenze po podání anestetika (systolický tlak nepřesáhne 90 mmHg), je třeba tuto dobu ještě zkrátit. Vzhledem ke spojitosti záznamu a výpočtu střední hodnoty tlaku, je nutné měřicí zařízení doplnit o korekci hydrostatického tlaku nebo ruku proti pohybu znehybnit. Pletysmografická metoda měření krevního tlaku je často používána při operacích pacientů s celkovou anestézií. Není doporučena v případě pacientů s vasokonstrikcí či spasmem. Přísná studie provedená na 88 operovaných pacientech, v porovnání s invazivním měřením arteriálního tlaku, ukázala průměrnou odchylku systolického tlaku + 6,7 mmHg a - 5,6 mmHg pro tlak diastolický. Střední tlak se lišil o - 1,6 mmHg. (8; 21; 22)

1.4.4. Doporučení volby velikosti manžety

Běžně dodávané manžety pro měření krevního tlaku mají nastavitelnou délku 22 – 32 cm a šíři 14 cm. Dětské manžety jsou užší a kratší. Pro obvod paže 17 – 22 cm se dělají manžety širší 10 cm. Prodloužené verze jsou až 42 cm dlouhé a 17 cm široké. Správná volba velikosti manžety významně ovlivňuje měření. Použití příliš krátké, či úzké manžety má vliv na falešně vyšší měřenou hodnotu krevního tlaku. Dle American Heart Association je doporučená šířka manžety rovna 40 % obvodu paže a délka 80 % jejího obvodu. Tato hodnota se opírá o výsledky studie Maynarda Ramseyho (1979). Podrobněji je doporučení vypsáno v tabulce níže (Tabulka 2). Šířka manžety správně odpovídá alespoň dvojnásobku doporučené šířky a v případě hraniční hodnoty má být raději použita manžeta delší. (7; 8; 19)

Manžeta	Šířka gumového vaku [cm]	Délka gumového vaku [cm]	Obvod paže [cm]
novorozenecká	3	6	< 6
kojenecká	5	15	6 – 15
dětská	8	21	16 – 21
malá dospělá	10	24	22 – 26
dospělá	13	27	27 – 34
velká dospělá	16	38	25 – 44
stehenní dospělá	20	42	45 – 52

Tabulka 2 - Tabulka doporučených velikostí manžety dle American Heart Association

Správná poloha manžety je rovněž významná pro přesnost měření. Manžety mají označení střed gumového vaku barevným proužkem. Má ideálně procházet přesně nad zaškrcovanou cévou. Pro auskultační metodu je nutné distálně pod manžetou ponechat volné 2 – 3 cm pro fonendoskop. Pokud má vyšetřovaný krátkou paži, je nutné použít užší manžetu, případně tlak měřit na předloktí.

1.4.5. Přesnost neinvazivního měření krevního tlaku

Nejpřesnější měření krevního tlaku umožňuje jedinečně chirurgicky invazivní měření. Neinvazivní metody, ale za standardních podmínek fungují velice spolehlivě a přesně. Přirozeně nelze univerzálně určit nejlepší metodu použitelnou

ve všech možných případech. Úspěšnost dané metody navíc závisí na zpracování konkrétního přístroje a pacientovi, tedy číselné vyjádření přesnosti by bylo zavádějící. Jako zlatý standard se pro běžná vyšetření používá rtuťový tonometr a metoda auskultační detekce tlaku. Vzhledem k tomu, že její postup je standardizovaný, dosažitelná odchylka se neliší přístroj od přístroje a dosahuje ± 5 mmHg. Význam rtuťových tonometrů dokládá i vyjádření komise SCENIHR, která v roce 2009 provedla pro Evropskou komisi šetření, na jehož základě doporučila zachování rtuťových tonometrů jako referenčního standardu, i přes dlouhodobý trend k odstranění rtuti ze zdravotnictví. Ovšem jak ukázala studie provedená na téměř 500 rtuťových tonometrech zapůjčených z velkých londýnských nemocnic, mnoho rtuťových tonometrů je díky domnělé vysoké živostnosti ve špatném stavu a jejich faktická schopnost měření je sporná. (23; 24)

Oscilometrická metoda je všeobecně doporučovaná jen pro domácí monitorování krevního tlaku. Problematická je přenos měření v případě těhotných žen, tím více současně trpících vysokým tlakem nebo preeklampií, kterých je mezi těhotnými až 10 %, či měření tlaku u osob se srdeční arytmií. Oscilometrické měření z principu závisí na poddajnosti arteriální stěny, protože je preeklampsie spojená s vasospasmem a zmenšením krevního objemu, oscilometrická metoda měří v tom případě falešně nižší hodnoty tlaků. Matematické modelování ukázalo, že změny viskoelasticity cév, Youngova modulu pružnosti cévy a velikost pulzního tlaku mohou způsobit chybu měření až 15 – 20 %. Dále přesnost měření ovlivňuje rozměr manžety a přenos tlaku z manžety na cévu skrz měkhou tkáň paže. Změny parametrů středního arteriálního tlaku a poddajnosti manžety nemají zřejmě na výsledek měření významný vliv. Určování diastolického a systolického krevního tlaku dle poměru s hodnotou středního arteriálního tlaku je málo robustní a může v nestandardních případech vést k zavádějícímu výsledku (25; 18)

1.5. Metody měření krevního tlaku invazivně

Invazivní měření krevního tlaku je prováděno výhradně v nemocnici, především na jednotkách intenzivní péče. Vždy je oproti neinvazivnímu vyšetření spojeno s určitým rizikem pro pacienta. Invazivním měřením krevního tlaku však dosáhneme nejpřesnějších výsledků a možnosti měření tlaků centrálně v cévním řečišti. Významná je společná vlastnost těchto metod měření tlaku, spojitě zaznamenávat jeho průběh. Celý snímač nebo část měřicího systému je zavedena do těla punkční metodou.

Metody měření krevního tlaku invazivně se liší konfigurací měřicího systému. Senzor tlaku je umístěn na hrotu katetru, nebo na jeho konci zcela mimo tělo. První metoda poskytuje nejpřesnější možné měření. Používají se pro ni jednorázové katetry typu TIP. Katetrem vedou napájecí a signálové vodiče k miniaturnímu tenzometrickému polovodičovému senzoru, který se použije jen na jedno jediné měření. Alternativou polovodičového řešení je opticko vláknový senzor. S výhodou není nutné ho galvanicky oddělovat od měřicího zařízení, ovšem svazky optických vláken jsou náchylné na mechanické poškození. Pomocí katetrů typu TIP lze snímat tlakové změny s frekvencí až 10 kHz. Vzhledem k finanční náročnosti není tato metoda používána pro běžnou diagnostiku. (6)

Daleko běžnější je systém měření tlaku katetrem proplachovaným tekutinou. Tlakový senzor, součást vnějšího měřicího zařízení, je s měřeným místem propojen pomalu proplachovaným katetrem. Vodní sloupec fyziologického roztoku v katetru umožňuje hydrodynamický převod tlaku z katetrizovaného místa. Katetr významně ovlivňuje kvalitu měření. Jeho mechanické vlastnosti silně ovlivňují spektrum signálu - mezní měřitelnou frekvenci. Musí mít dostatečně tuhou stěnu a náplň s roztokem nesmí obsahovat vzduchové bubliny, aby se signál netlumil. Přesnost měření dále ovlivňuje délka katetru a jeho vnitřní průměr, ten se uvádí v jednotkách 1 French = 1/3 mm a běžně jsou dostupné katetry s vnitřními průměry

5 – 8 F. Délka a průměr katetru určují objem a hmotnost proplachovacího roztoku uvnitř, a tedy setrvačnost měřeného stavu. Sofistikovaná řešení katetrů obsahují více kanálků, na konci umístěný balónek pro měření tlaku v zaklínění, teplotní senzor pro měření srdečního výdeje termodiluční metodou či RTG kontrastní značky. Před měřením je nutné externí senzor tlaku kalibrovat a umístit ho pevně na flebostatickou rovinu – výšku odpovídající poloze hrudní kosti. Změny hydrostatického tlaku způsobené polohováním operačního stolu by způsobily artefakt v měřeném signálu. (8; 14)

1.6. Tlakové senzory použité v lékařských tonometrech

Běžně se pro měření krevního tlaku používají tenzometrické senzory, fungující na principu vratné změny odporu tlakem namáhaného vodiče – piezorezistivním efektu. Jako tlakově namáhaný materiál s výraznou citlivostí pro tuto měřenou veličinu je mimořádně vhodný monokrystalický křemík dopovaný stopovými prvky (akceptory). Jeho bezrozměrný součinitel závislosti odporu na mechanickém napětí (k-faktor) je dle stupně dopování akceptory roven 100 – 200. Senzor obsahuje více takových křemíkových snímačů typu P nebo N, nalepených na nosné křemíkové destičce opačného typu polovodiče a zapojených nejčastěji do Wheatsonova můstku. Vysoká citlivost materiálu umožňuje miniaturzaci senzoru, tím i zmenšení jeho deformace měřeným tlakem a s měřením spojené hystereze. Měření je dobře reprodukovatelné, ovšem je nutné striktně dodržovat podmínky provozu. Miniaturní senzor především špatně odolává vzdušné vlhkosti a agresivním plynům, často je tedy krytý materiálem na bázi silikonu. Dále je nutné minimalizovat deformaci pouzdra senzoru, který by rozvážila senzorický můstek. (6; 26)

Při deformaci piezorezistivního senzoru tlakem, platí následující vztah:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S},$$

kde R je odpor vodiče senzoru, ρ rezistivita vodiče, l délka vodiče a S průřez vodiče. (6)

Hotový senzor tlaku, integrovaný obvod s výše popsanou membránou obsahující citlivý tlakový senzor, se vyrábí ve standardních pouzdrech s nátrubkem pro připojení hadičky propojující ho s manžetou. Často je v senzoru přímo vestavěný zdroj konstantního proudu, poté je výstupní veličinou senzoru napětí. Nedílnou součástí senzoru je dále odporový trimr, určený pro počáteční korekci můstku. (6)

2. Měření objemově-tlakové charakteristiky

2.1. Definice problematiky měření

Motivací k provedení studie primárních charakteristik manžet je absence jiných, než rozměrových parametrů kterékoli manžety po jejím zakoupení. Na první pohled je zřejmé, že výrobky nejsou jeden jako druhý. Manžety ve zdravotnických zařízeních se od sebe liší kvalitou dílenského zpracování, materiálem textilního pouzdra, tvarem a výztuhami, rozměrem suchého zipu a v neposlední řadě opotřebením. Uvnitř manžety je různě velký gumový vak, odlišný tvarem i tloušťkou stěny. Další rozdíly jsou ve způsobu napojení manžety na hadici, přivádějící do ní vzduch i průřez této přívodní hadice. Přípojka měřicího zařízení je tvořena plastovým nátrubkem. Oscilometrický tonometr má v sobě otvor o průměru 5 mm, do kterého se nátrubek hadice manžety zastrčí. Pevnost a těsnost spojení zaručí gumový O – kroužek uvnitř otvoru tonometru. Systém spojení manžety s přístrojem je universální pro většinu manžet, tedy manžety lze mezi různými přístroji volně střídat. Můžeme se domnívat, že tato skutečnost by mohla mít vliv na přesnost a opakovatelnost měření stejným tonometrem. Podobně by se mohly objevit rozdíly v primárních vlastnostech nové a mnohokrát použité manžety.

Studii diplomové jsem prováděl na běžně dostupných manžetách určených pro měření krevního tlaku v brachiální artérii, který se upevňuje kolem nadloktí. Základní fakta manžet jsou při délce 22 – 33 cm a šířce 14 cm následující: Po nafouknutí na 160 mmHg má manžeta nasazená kolem paže objem zhruba 0,5 l. Automatický tonometr ji vestavěnou vzduchovou pumpou nafoukne na konečný tlak přibližně za 20 s. Průtok vzduchu během nafukování je zhruba 25 ml·s⁻¹. V běžné přívodní hadici tonometru s vnitřním průměrem 4 mm proudí vzduch rychlostí 0,2 m·s⁻¹.

Stav proudění plynu v přívodní hadičce - laminární, smíšené nebo turbulentní reprezentuje bezrozměrné Reynoldsovo číslo Re , které dává do poměru setrvačné síly a viskozitu, platí následující vztah:

$$Re = \frac{\rho \bar{v} D}{\eta},$$

kde ρ je hustota kapaliny či plynu, \bar{v} je střední rychlost proudění, D je průměr vedení a η je dynamická viskozita proudícího média. Pokud je Reynoldsovo číslo menší než 2000, proudění je laminární a při vzrůstu přes 4000 se stane plně turbulentním.

2.2. Rešerše možnosti měření dle známého průtoku plynu

Přesto, že průtok je jednou ze základních měřených veličin, jeho senzory nedosahují ani z daleka přesnosti jaké mají jiné základní elektronické senzory, například pro snímání tlaku či teploty. Nejčastěji je dělíme dle způsobu měření na přímé nebo nepřímé senzory, dále dle typu na objemové, hmotnostní či rychlostní.

Jedno z běžně používaných měřidel je diferenciální „štěrbinový“ průtokoměr. Ten je založen na Bernuliho jevu, kdy při zúžení trubice, skrz kterou proudí kapalina, dojde k nepřímo úměrnému zvýšení rychlosti proudění kolem tohoto zúžení. Spolu s vyšší rychlostí proudění poklesne tlak a z poměru tlaku před zúžením a v zúženém místě můžeme určit hodnotu průtoku. Popsaný způsob měření je v praxi často využíván. Jeho nevýhodou je vysoká náročnost na kvalitu a souměrnost instalace. Senzor potřebuje dlouhé rovné vedení přívodní i odvodní trubice, aby vzduch proudil bez překážek ideálně laminárně. (7; 27)

Dávkovací „PD“ průtokoměry měří konstantní průtok uzavřením objemové jednotky média do komory s přesně známým objemem a jejím opětovným vypuštěním. Počet objemových elementů, zaznamenaných za jednotku času přesně odpovídá průtoku. Tyto průtokoměry jsou extrémně drahé, musí být totiž velmi přesně vyrobeny tak, aby těsnily a dobře oddělily každou jednotku objemu. Zároveň je nutné minimalizovat ztrátu energie průtoku, zpotřebovanou na pohyb

objemovou jednotkou průtokoměru uvnitř měřidla. Určitý tlakový gradient na tomto senzoru však vždy zůstane. (7)

Turbínové či lopatkové průtokoměry jsou v případě pečlivého výběru a kalibrace pro danou aplikaci velmi spolehlivé a poskytují nejvyšší dosažitelnou přesnost měření průtoku. Ačkoli první lopatkový průtokoměr byl navržen již roku 1790, největší vývoj zaznamenaly v padesátých letech minulého století v souvislosti s jejich nasazením pro měření průtoku zemního plynu. Pro jejich vlastnosti jsou používány v oblasti stáčení pohonných hmot, pitné vody, potravinářství i biomedicíně a dalších. Měřicí zařízení tvoří stator senzoru, uvnitř kterého se v závislosti na proudění měřeného média otáčí turbína s běžně plochým nebo lehce zakřiveným tvarem lopatek. Velký důraz je kladen na kvalitu dílenského zpracování, především tvarové přizpůsobení lopatek, kvalitu ložisek, protože otáčky rotoru běžně dosahují až řádu desetitisíců otáček za minutu. Otáčky jsou veličinou přímo popisující aktuální průtok plynu. Bývají registrovány všechny lopatky a to magneticky indukční cestou. Každý zaznamenaný pulz reprezentuje průchod známého objemu média. K faktor je parametr udávající počet pulzů senzoru vztažených na jednotku objemu. Maximální průtok je limitován maximálními otáčkami turbíny a tlakovým gradientem. Ačkoli je senzor dodáván se známou kalibrační křivkou, výrobní nepřesnosti mohou způsobit významné rozdíly v měření. Primární i opakované kalibrace mohou být přitom finančně náročné, jednají se o měření průtoku drahého média. Zvláště na závadu je nekonzistentní průtok nebo turbulentní proudění. Přesnost měření pak ovlivňuje setrvačnost rotoru turbíny. Podobně jako u šterbinového průtokoměru platí, že výsledek měření ovlivňuje charakteristika přívodního vedení. Měřicí zařízení dále musí obsahovat teplotní kompenzaci, pokud měřené médium nemá vždy konstantní teplotu. (7)

Hmotnostní průtokoměry, někdy zvané jako termické, jsou nejběžněji dostupnými elektronickými senzory průtoku a také všeobecně nejakceptovanější

metodou měření průtoku. Hmotnostními je nazýváme proto, že během měření dochází k měření hmoty plynu prošlé průtokoměrem daného průřezu. Průtok Q lze vypočítat dle následující rovnice:

$$Q = \frac{dV}{dt} = v \cdot A,$$

kde V se rovná proteklému objemu za čas t , případně v je rychlost proudění plynu plochou A . Objem V je v následujícím vztahu s hmotností m a hustotou ρ :

$$V = \frac{m}{\rho}.$$

Pracovní rozsah všech hmotnostních průtokoměrů závisí na vlastnostech měřeného média, jako je tepelná vodivost, specifické teplo a hustota. Výhodou senzoru je jistě nezávislost na skupenství plynu nebo kapaliny. Možností konstrukce senzoru je mnoho, vždy jde však o přenos tepla hmotou protékajícího plynu. Odtud tedy vzniká název hmotnostní průtokoměr. Základním principem je vyhřívané platinové nebo platino-iridiové vlákno o průměru 70 μm ochlazované proudícím vzduchem. S ohledem na extrémní křehkost materiálu vlákna je samotné vyhřívané vlákno, jako senzor, použitelné pouze pro vzduch nebo čisté plyny. Pro náročnější podmínky může být umístěno na povrchu tenkého hliníkového nosného či křemíkového filmu v případě použití senzoru pro kapaliny. Užití filmu jako mechanické opory má za následek zvýšení časové odezvy, naproti tomu mají tyto senzory vyšší přesnost. (7)

Vlákno je umístěno do Wheatstonova můstku a měřicí obvod sleduje napětí vznikající na nevyváženém odporovém můstku, závislé na teplotě - odporu vlákna, s vysokým tepelně-odporovým koeficientem α . Pro většinu materiálů je tepelná závislost odporu vlákna reprezentována následujícím vztahem:

$$R = R_r[1 + \alpha(T - T_r)],$$

kde R je odpor vlákna při teplotě T a R_r odpor stejného vlákna při referenční teplotě T_r . Jiným způsobem měření je sledování proudu potřebného k udržení stálé teploty prouděním ochlazovaného vlákna.

Alternativou stálého vyhřívání vlákna může být pulsatilní ohřev proudícího média a zaznamenávání rychlých změn teploty ve známé vzdálenosti od ohřevového prvku. Složitější systém je kalorimetrický hmotnostní průtokoměr, u kterého měříme změnu tepotního profilu okolí ohřevného prvku, závislou na velikosti proudění média průtokoměrem. (7; 27)

Pro diplomovou práci jsem navrhl čtyři běžně dostupné elektronické průtokoměry v cenové hranici 10000kč. Výsledkem rešerše dle nutných parametrů byly 3 hmotnostní senzory Honeywell AWM5104VN, Honeywell AWM720P1 a Omron D6F-20A5-000, dále jeden turbínový průtokoměr DIGMESA 935-1500/4. Jejich parametry prezentuje následující tabulka (Tabulka 3).

Vlastnost senzoru	Honeywell AWM5104VN	Honeywell AWM720P1	Omron D6F-20A5-000	DIGMESA 935-1500/4	Jednotka
Měřicí rozsah	0 – 20	0 – 200	0 – 18	0 – 20	[SLPM]
Napájecí napětí	8 – 15	10	10,8 – 36,4	4,5 – 24	[V] (DC)
Čas odezvy	60	6	150	-	[ms]
Chyba linearity senzoru	± 3	-	± 3	± 2	%
Hystereze	± 0,5	± 0,5	± 0,2	± 0,25	%
Výstupní napětí	1 – 5	1 – 5	1 – 5	pulzní výstup	[mV/SLPM]

Tabulka 3 - Parametry vhodných senzorů průtoku.

Všechny navržené průtokoměry dovedou měřit opradu velmi malé průtoky plynu při společné vlastnosti velmi nízkého tlakového gradientu, ovšem parametry přesnosti a hystereze měření jsou, vzhledem k potřebám této mojí práce, mimo prakticky použitelné hodnoty. Dále jsem jejich použití zavrhl a přistoupil k návrhu alternativní možnosti měření objemově tlakové charakteristiky manžet.

2.3. Návrh alternativní metody měření

Využití běžného elektronického průtokoměru pro měření objemově-tlakové charakteristiky se ukázalo v rozpočtu práce jako nemožné. Měření objemově-tlakové charakteristiky jsem se rozhodl provést na soustavě tlakové nádoby a manžety s konstantním součtovým objemem vzduchu. Výpočty provedu dle stavové rovnice plynu:

$$p \cdot V = N \cdot R \cdot T,$$

kde p je tlak plynu, V objem plynu, n látkové množství, R molární plynová konstanta a T termodynamická teplota. V případě mého měření pracuji pouze se vzduchem, jako ideálním plynem, a vztah mohu s přihlédnutím k zanedbatelné chybě zjednodušit na:

$$\frac{p \cdot V}{T} = konst.$$

Tlaková nádoba (TN) bude na počátku měření chování soustavy oddělena od zcela prázdné manžety (M) těsným ventilem. Po jeho uvolnění bude tlak v tlakové nádobě klesat, jak bude narůstat objem spojených nádob. Děj bude probíhat tak pomalu a počáteční tlak tlakové nádoby nebude tak vysoký, aby se plyn během přepouštění ochlazoval a tím ovlivňoval hodnotu tlaku uvnitř. Pokud uvažuji dosažení konstantní teploty plynu v čase pro celou soustavu, rovnici mohu dále zjednodušit takto:

$$\frac{p_{TN}}{V_M} = \frac{p_M}{V_{TN}}$$

Ze známého výchozího objemu celé soustavy a výchozího tlaku v obou částech systému mohu po propojení soustavy určovat objem manžety v každém čase:

$$V_{M_{aktuální}} = \frac{(p_{TN_{max}} - p_{TN_{aktuální}}) \cdot V_{TN}}{p_{M_{aktuální}}},$$

kde aktuální tlak v manžetě musí být zadán v absolutní hodnotě, tedy včetně hodnoty atmosférického tlaku. Tlak v manžetě a její současný objem postačí k vykreslení objemově-tlakové charakteristiky manžety.

Přesnost měření závisí zejména na správně určeném aktuálním tlaku v tlakové nádobě a manžetě. Výběr dostatečně přesného senzoru v rozsahu vhodném pro tento experiment bylo mnohem úspěšnější, než v případě výběru senzoru průtoku.

2.4. Kontrukce měřicí sestavy

Navržená měřicí soustava měla tuto výchozí specifikaci: rigidní tlakovou nádobu, jejíž objem a počáteční tlak vzduchu musí být dostatečně velký, aby po započetí měření došlo k nafouknutí manžety na běžnou hodnoty maximálního dosaženého tlaku 160-200 mmHg. Současně je vyžadována znatelná změna tlaku v této nádobě během měření, vyvolající změnu výstupního napětí senzoru v dobře měřitelném rozsahu. Jako zcela ideální se ukázala pečlivě utěsněná nádoba ze starého hasicího přístroje. Ta byla navíc vybavena rychlospojkou pro snadné připojení měřicí soustavy. Její celkový objem včetně rychlospojky byl stanoven přesně na 7308 ml.

Vedení soustavy bylo nejprve navrženo ve formě silikonových hadic. Pro tlakové přizpůsobení byly použity hadice tlustostěnné v rozměru 2×2 a 3×1,5, tedy s průměry 2 a 3 mm a tloušťkou stěny 2 nebo 1,5 mm. Spojení silikonových hadic zajistily akvaristické rozpojitelné T-kusy s vnitřním průměrem 1 mm. Tento první návrh se ukázal pro měření nepoužitelný. Netěsnost soustavy způsobovala únik 10 mmHg·min⁻¹. Vlivem úniku vzduchu byl okamžik vyrovnání tlaků špatně určen. Měření jsem musel provádět během dvou minut a rychlost proudění vzduchu ve vedení o průměru 3 mm dosahovala až 0,59 m·s⁻¹. Nejzásadnější závadou na měření bylo uplatnění Venturiho efektu plynoucího z Bernuliho rovnice a vysoké rychlosti proudění vzduchu ve vedení. Rychlost proudění odpovídala za falešně nízké hodnoty tlaku, měřeného na senzorech, připojených v místě ještě užších akvarijních spojek. V těchto spojkách o průměru 1 mm dosahuje dle výpočtů rychlost proudění až 5,3 m·s⁻¹. Měřicí sestavu jsem musel předělat a v tomto směru zdokonalit. Nové vedení je sestaveno ze systému tlakového vzduchu od firmy Festo. Současně použité rigidní plastové hadice rozměru 4×1 a využití rychlospojkových T-kusů o stejném vnitřním průměru dovedlo tento jev významně eliminovat. Dále jsem zkrátil přívod k tlakovým senzorům na nejmenší možnou délku. Dosažená rychlost proudění byla 0,33 m·s⁻¹. V této chvíli byla posledním problémem systému netěsnost

a s ní spojený stálý únik vzduchu. Jako vzduchovou pumpu pro plnění tlakové nádoby jsem použil stejnosměrný motorek používaný v elektrickém automatickém tonometru Omron M4-1. Membrána motorku nemusí být z principu měření krevního tlaku výrazně těsná a v mé experimentální sestavě způsobovala zásadní únik tlaku. Po doplnění soustavy škrtícím prvkem zařazeným před motorek již soustava nevykazuje žádný únik tlaku. Díky tomu jsem mohl stanovit konečnou dobu jednoho měření na přibližně 8 minut. Díky použití laboratorního jehlového ventilu k propojení tlakové nádoby s manžetou, jde dobu experimentu velmi přesně nastavit a zmenšit až na $0,08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Nyní už nebyl s Venturiho jevem spojený žádný pokles tlaku významně ohrožující celé měření. Konečnou konfiguraci experimentální soustavy uvádím na obrázku níže. Objem vedení tlakové části jsem vypočítal na 24,22 ml. Objem vedení mezi hadicí manžety a jehlovým ventilem je jen 2,5 ml.

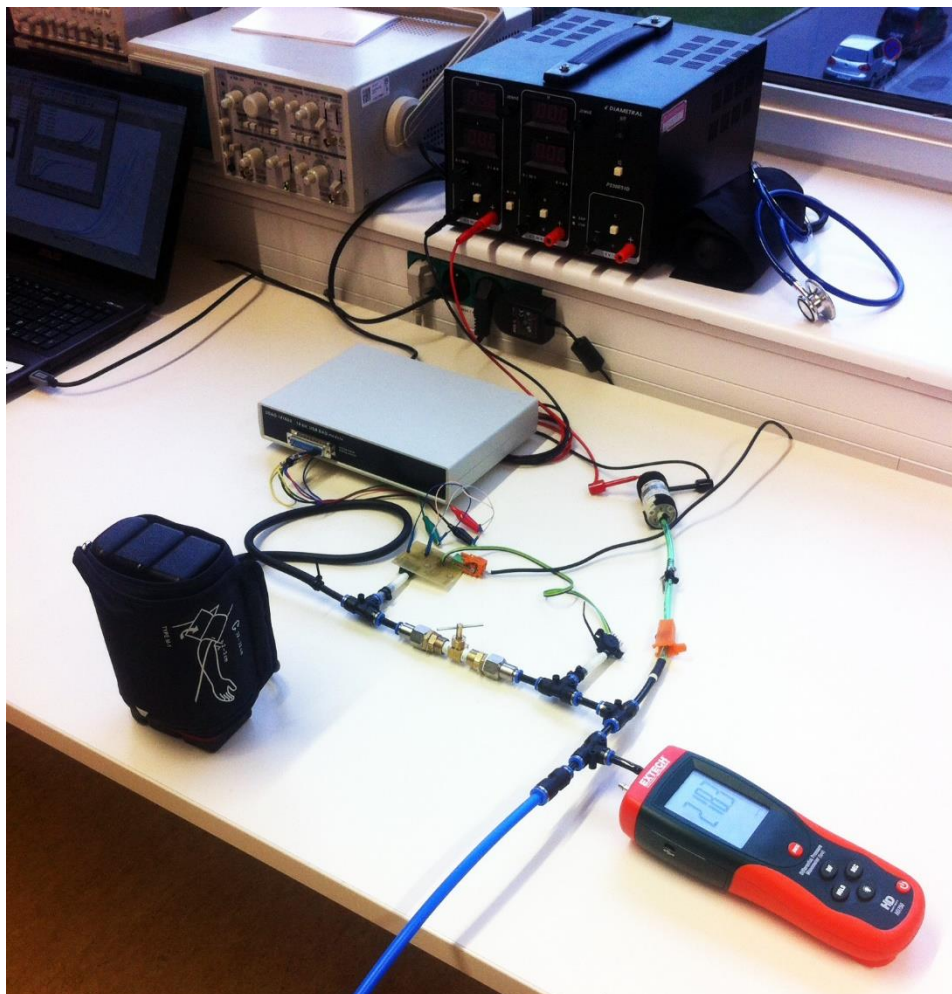
Jako elektronické senzory tlaku jsem vybral pro měření v tlakové nádobě senzor typu MPX4250GP, pro měření tlaku v manžetě typ MPXV5050GP. Jedná se o monolitické křemíkové senzory diferenčního tlaku s napájením 5 V. Výstupní napětí má lineární závislost na tlaku. Senzory jsou teplotně kompenzované. Jejich základní vlastnosti udávám v tabulce parametrů níže (Tabulka 4).

Vlastnost senzoru	MPX4250GP	MPXV5050GP	Jednotka
Měřicí rozsah	0 – 250	0 – 50	[kPa]
Napětí při minimálním tlaku	0,204	0,200	[V] (DC)
Napětí při maximálním tlaku	4,909	4,700	[V] (DC)
Přesnost	$\pm 1,4$	$\pm 2,5$	%
Citlivost	18,8	90	[mV/kPa]
Čas odezvy	1,0	1,0	[ms]

Tabulka 4 - Parametry použitých tlakových senzorů.

Návrh desky plošných spojů, zhotovený v programu Cadence OrCAD, přikládám v příloze diplomové práce. Jako analogově digitální převodník jsem použil laboratorní čtrnácti bitový přístroj TEDIA UDAQ-1416DS. Ten disponuje

šestnácti běžnými a osmi diferenciálními vstupy. Pro svoji práci s diferenciálními senzory použiji pouze dva běžné analogové vstupy a vstupní rozsah 0 – 5 V. Převodník komunikuje s počítačem přes rozhraní USB. Níže uvádím snímek z laboratoře, prezentující měřicí sestavu v chodu (Obrázek 5).



Obrázek 5 - Navržená měřicí soustava v průběhu experimentu

2.5. Metodika měření na souboru manžet

Měření probíhala v klimatizované laboratoři za atmosférického tlaku a konstantní teploty 24 °C. Prvním krokem experimentu bylo určení kalibrační křivky tlakových senzorů. K tomu jsem použil kontrolní laboratorní tonometr Extech HD7505, neustále přítomný jako kontrolní součást měřicí sestavy. Pro kalibraci jsem soustavu překonfiguroval. Tlakovou nádou, laboratorní tonometr, oba tlakové senzory a uzavřený jehlový ventil jsem zapojil do série. Tlak v soustavě

jsem vždy pečlivě nastavil na celou hodnotu tlaku, pro kterou jsem poté pořídil vteřinový záznam stavu napětí na obou senzorech a podobně měření opakoval v celém rozsahu tlaků dosahovaných během měření. Záznamy kalibrace, v celkovém počtu 25, jsou při programovém zpracování dat, pro každou hodnotu tlaku, způměrovány a odvozují od nich tlakovou osu pro zobrazení výsledků měření.

Dále jsem soustavu přestavěl do konfigurace vhodné pro měření vyrovnávání tlaků. Měření na manžetách jsem provedl v jediný den 5.5.2014, kdy poloprofesionální meteostanice s Praha 6, Strahov (345 m n. m.), jejímž provozovatelem je Studentská unie ČVUT, udávala atmosférický tlak 1024 hPa, což odpovídá 768,1 mmHg. Tlakovou nádobu jsem pro každé měření natlakoval a během přípravy manžety jsem po dobu 2 minut kontroloval únik tlaku v soustavě, případně opravil náhodně vzniklé netěsnosti. Konečný tlak v nádobě jsem nastavil vždy na 250 mmHg. Manžety byly nejprve pevně upevněny kolem rigidního modelu paže, určeného k testování tonometrů, následně jsem tento model z manžety vyjmul, a zmenšil jeho objem tak, aby po opětovném nasazení manžety vznikl vždy stejný prostor pro nafukování během měření. Všechny manžety byly napojeny na experimentální sestavu spolu s jim příslušící přívodní hadicí tonometru. Měření začalo po ručním otevření jehlového ventilu. Ačkoli průtok vzduchu nebyl nastaven pro jednotlivá měření zcela stejně, výsledky dokázaly, že to měření nijak neovlivní.

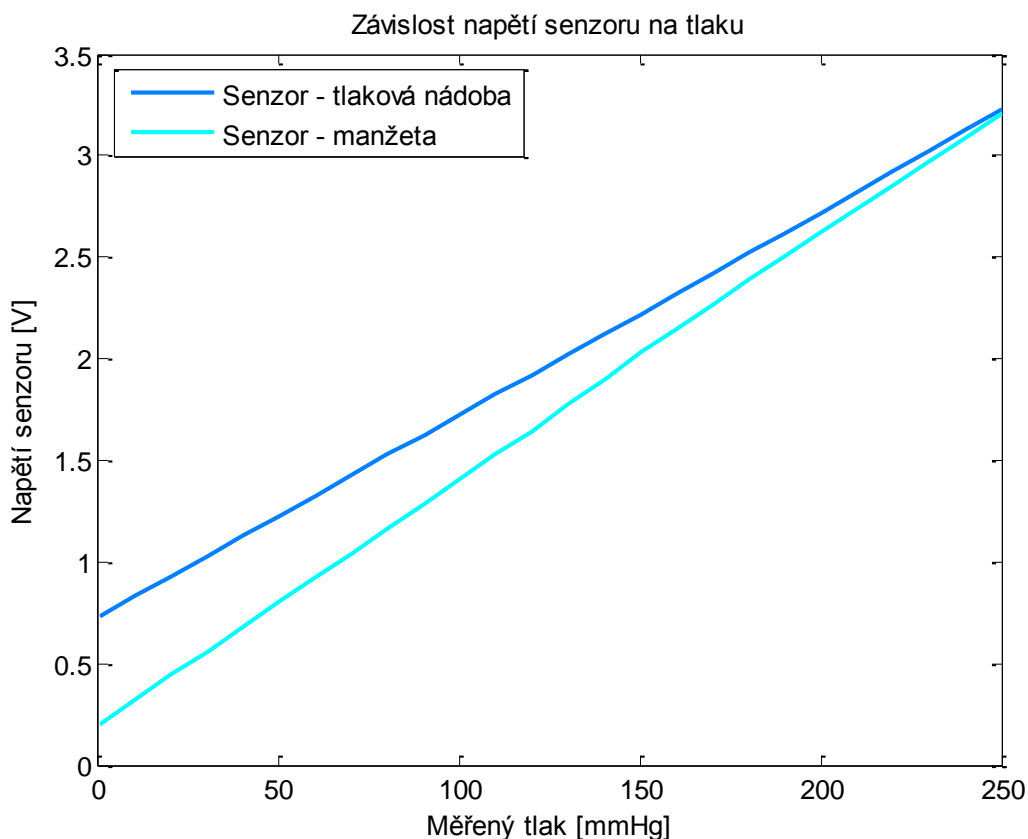
Ukázalo se jako velmi důležité neomezovat manžetu během nafukování. Zkušební měření s manžetou na podložce a vodorovně umístěným fantomem, vykazovala společný artefakt. Ten plynul z interakce váhy fantomu a tlaku vzduchu v manžetě. Pro měření souboru manžet jsem tedy zvolil svislou polohu fantomu, coby pevné opory a jádra pro nafukovanou manžetu.

2.6. Program pro zpracování výsledků

Hodnoty napětí na senzorech jsem vzorkoval s frekvencí 20 Hz. Programem Recorder, komunikujícím s analogově digitálním převodníkem TEDIA, jsem definoval formát výstupních dat. Pro každé měření manžety získávám textový soubor s dvěma sloupci naměřených hodnot. První sloupec přísluší senzoru tlaku v tlakové nádobě, druhý sloupec senzoru tlaku v manžetě.

Naměřená data jsem zpracoval vlastní funkcí cuffPV.m v programu MATLAB R2013b, verze 8.2.0.701. Zdrojový kód funkce přikládám v příloze diplomové práce i na přiloženém CD. Funkce je rozdělena do více částí. Úvodní, která zpracovává kalibrační data, následně je zde část pro zpracování měření a část vyhodnocující výsledky. Program pracuje se soubory kalibrace i měření, umístěnými v podsložkách s pevně definovaným názvem. Názvy suborů umí číst a pojmenovává podle nich proměnné i grafy.

Uživatel programu může ze všeho nejdříve zvolit stěžejní parametry soustavy, jako objem použité tlakové nádoby, atmosférický tlak při měření, vzorkovací frekvenci, s kterou byl záznam pořízen a také úroveň filtrace šumu v signálu. Data z kalibrace jsou automaticky načtena, zprůměrována v každém měřeném tlaku a uložena do matice dat kalibrace. Kalibrační křivka senzorů odpovídá následujícímu grafu (Graf 1).



Graf 1 - Kalibrace senzorů - přenosová charakteristika.

Lineární přenos odpovídá pro oba senzory technické specifikaci. Výstupní napětí senzoru tlaku v tlakové nádobě je na desce plošného spoje zesíleno operačním zesilovačem čtyřikrát. Kalibrační křivka senzoru tlaku v manžetě odpovídá technické dokumentaci bez zesílení.

Data, která senzory zaznamenaly během měření, jsou postupně uložena do proměnné mereni. Střední hodnotu prvních dvou vteřin signálu, naměřeného senzorem v manžetě, odečítám od celého signálu pro korekci aditivní chyby nenulového počátečního tlaku v manžetě. Body, změřené během kalibrace, interpoluji metodou kubických splinů pro získání přesného převodu naměřeného napětí senzorů na tlak. Pro další práci s naměřenými daty byla nutná filtrace signálu. Na počátku měření, kdy je v manžetě nízký tlak se jedná především o zákmity objemu manžety, později, když tlak v manžetě stoupne na hodnoty přes 190 mmHg, začíná suchý zip povolovat a v datech je šum způsobený rychlými změnami tlaku. Pro filtraci šumu jsem použil vyhlazení klouzavým průměrem. Pro

dostatečný efekt postačí okno přibližně délky 3 s záznamu. Připravená data, záznam ubývajícího tlaku v tlakové nádobě a přibývajícího tlaku v manžetě, používám ve výše uvedeném vztahu pro stavovou rovnici plynu, k výpočtu aktuálního objemu manžety.

3. Výsledky práce

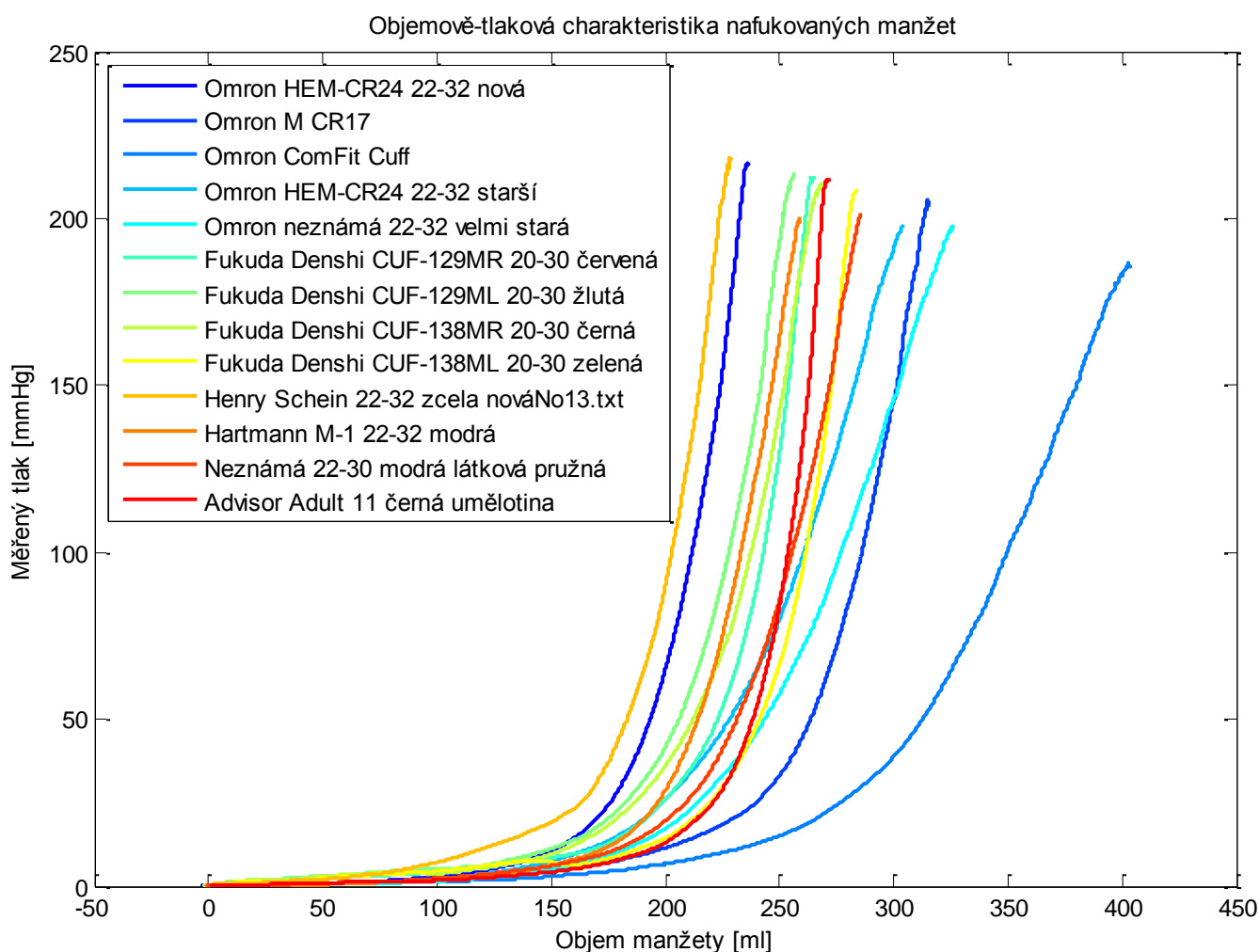
Měření pro celkem třináct manžet, uvedených v tabulce (Tabulka 5), jsem provedl dle výše navržené metodiky.

Výrobce manžety	Typ/název	Vlastní označení	Popis manžety	Přibližné stáří manžety
Omron	HEM-CR24	nová	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, nepružný obal ze syntetické textilie, kvalitní suchý zip	2 roky, méně než 50 použití
Omron	HEM-CR24	starší	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, nepružný obal ze syntetické textilie, kvalitní suchý zip	4 roky, méně než 50 použití
Omron	-	velmi stará	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, nepružný, neforemný obal ze syntetické textilie, opotřeбенý suchý zip	7 let na JIP, denně používána
Omron	M CR17	starší nepoužívaná	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, nepružný neforemný obal ze syntetické textilie, kvalitní suchý zip	8 let, méně než 200 použití
Omron	ComFit cuff	zcela nová	rozměr 22-42 cm, tvarovaná, nepružný, vyztužený obal ze syntetické textilie, velmi kvalitní suchý zip	zcela nová, dosud nepoužitá
Advisor	Adult 11	nová	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, neforemná, silonový obal pevně spojen s manžetou, méně kvalitní suchý zip	2 roky, méně než 150 použití
Hartmann	Type M-1	nová	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, kvalitní zpracování v nepružném měkkém obalu, velmi kvalitní suchý zip	2 roky, méně než 150 použití
Henry Schein	-	zcela nová	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, velmi kvalitní zpracování v nepružném měkkém obalu, velmi kvalitní suchý zip	zcela nová, dosud nepoužitá
Neznámý	-	modrá	rozměr 22-32 cm, netvarovaná, neforemný, měkký a lehce pružící obal, velmi kvalitní suchý zip	2 roky, méně než 150 použití
Fukuda Denshi	CUF-129MR	červená	rozměr 22-30 cm, netvarovaná, pevně vyztužená, velmi kvalitní zpracování, nepružná textilie, velmi kvalitní suchý zip	1 rok, méně než 150 použití
Fukuda Denshi	CUF-129ML	žlutá	rozměr 22-30 cm, netvarovaná, pevně vyztužená, velmi kvalitní zpracování, nepružná textilie, velmi kvalitní suchý zip	1 rok, méně než 150 použití
Fukuda Denshi	CUF-138MR	černá	rozměr 22-30 cm, tvarovaná na dolní končetinu nad kotník, další vlastnosti viz Fukuda Denshi CUF-129	1 rok, méně než 150 použití
Fukuda Denshi	CUF-138ML	zelená	rozměr 22-30 cm, tvarovaná na dolní končetinu nad kotník, další vlastnosti viz Fukuda Denshi CUF-129	1 rok, méně než 150 použití

Tabulka 5 - Popis manžet použitých pro záznam objemově tlakové charakteristiky.

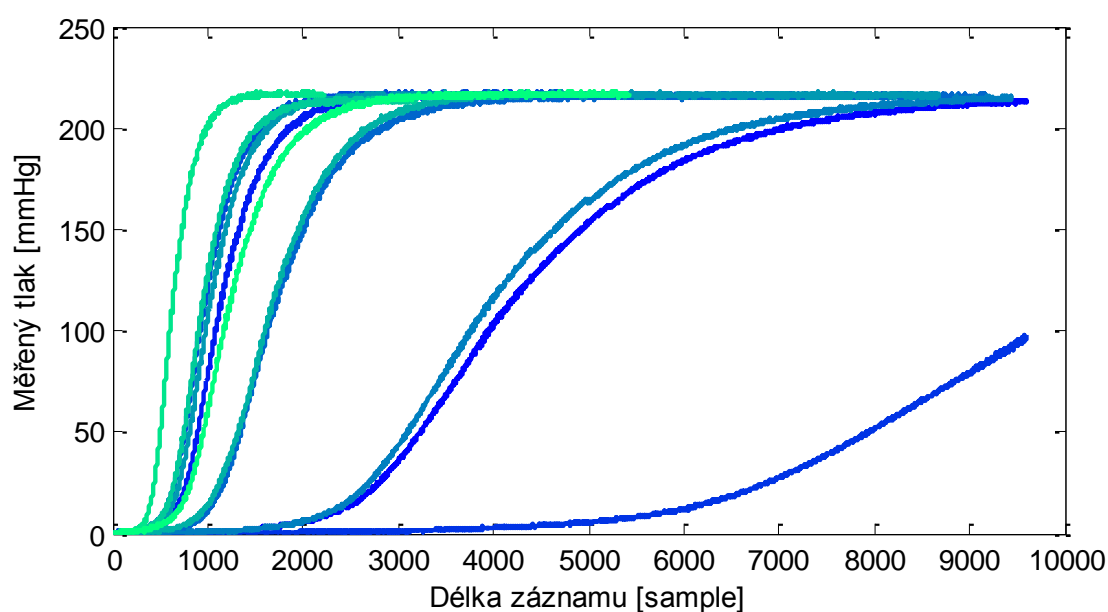
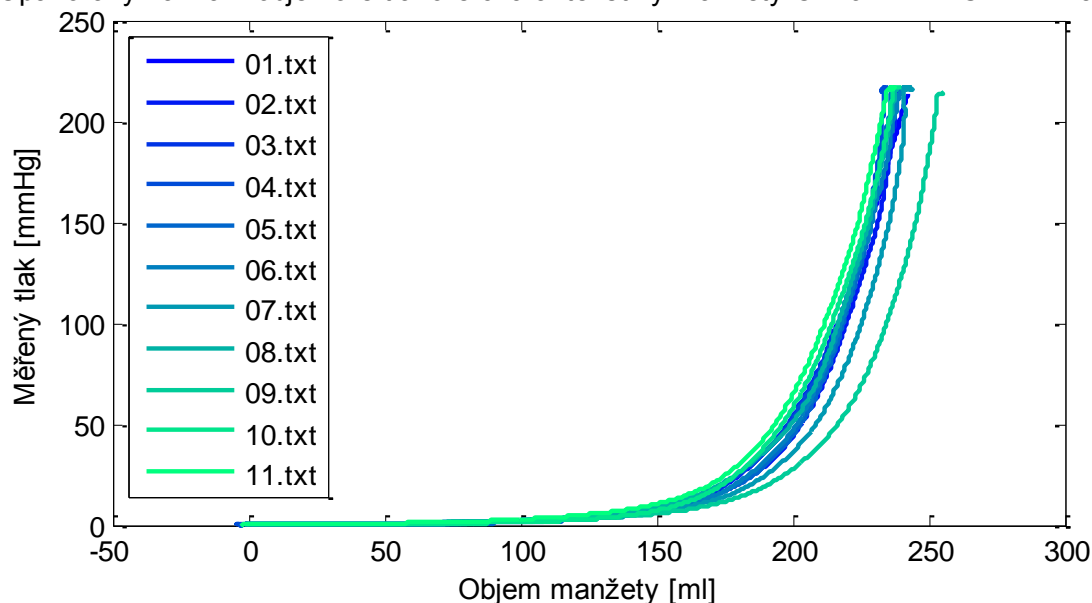
Ačkoli byla každá manžeta identicky utažena kolem rigidního fantomu paže, konečný objem jednotlivých manžet nebyl stejný. Výsledný objem manžety může záviset na šířce a délce její gumové části, která není rozprostřena v celém textilním potahu manžety, dále na poddajnosti vnitřní a vnější textilní schránky manžety.

Například předtvarované manžety Omron ComFit cuff mají z vnější části pevnou plastovou výztuhu, z vnitřní části potom velmi pružnou textílii, která poskytuje manžetě volnost pro nafouknutí a dokonalé vyplnění prostoru mezi výztuhou a paží. Jiné manžety nevyplnily prostor kolem čtverhranného fantomu tak dobře. S vyšším konečným objemem manžety je přirozeně spojena i nižší rovnovážná hodnota tlaku v celé soustavě. Úloha byla navržena tak, aby se manžety napínaly jen v běžném rozmezí. Průměrná hodnota konečného tlaku v manžetě dosáhla 205,9 mmHg, minimální hodnoty 186,3 mmHg dosáhla manžeta Omron ComFit cuff s největším objemem při současně největším rozměru 22 – 42 cm. Naměřené objemově-tlakové charakteristiky, pro všechny zkoumané manžety, vynáším pro porovnání v jediném grafu (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**).



Statisticky jsem zhodnotil způsobilost měřicí sestavy na reprodukovatelnosti experimentů. Pro ověření opakovatelnosti experimentu jsem provedl vícekrát experiment s jedinou manžetou, za různého průtoku vzduchu. Pro měření jsem vybral záměrně zcela běžnou manžetu bez výztuh a speciálních materiálů – Omron HEM CR-24 22 – 32 cm. Výsledek experimentu posuzujícího kvalitu měřicí soustavy uvídám níže (Graf 3).

Opakovaný záznam objemově-tlakové charakteristiky manžety Omron HEM-CR24 22-32 nová



Graf 3 - Průběh experimentu hodnotícího kvalitu měřicí soustavy a opakovatelnost experimentů

Ačkoli byl průtok vzduchu nastaven velmi rozdílně, výslednou objemově-tlakovou charakteristiku tato změna podmínek neovlivnila. Ze statistického vyhodocení tohoto experimentu jsem vyřadil nedokončené měření, při kterém tlak během stanovené doby dosáhl pouze 95,7 mmHg, ostatní měření dosáhla průměrně 204,5 mmHg. Vyhodnocení opakovatelnosti uvádím na rozsahu blízkém krevnímu tlaku 50 – 200 mmHg. Směrodatná odchylka jednotlivých křivek vůči průměrné křivce vychází 4,190 ml, rozptyl $\pm 0,274$ ml. Pro měřený rozsah 200 mmHg se jedná o chybu $2,095 \pm 0,137$ %. Identický experiment provedený s manžetou Hartmann Type-M1 při menším počtu opakování měření skončil s podobně malou výslednou chybou $2,900 \pm 0,038$ %.

4. Diskuze

Z grafu (**Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**) vyplývá, že některé manžety dosahují většího konečného objemu, ačkoli měla každá manžeta stejně určený prostor pro nafouknutí. Směrnice stoupajícího tlaku je pro takové záznamy menší v porovnání s ostatními. Záznam odpovídá apriorní znalosti stavu a kvality manžet, jejich opotřebení a pružnosti ochranného textilního pouzdra. Příčina pomalejšího nárůstu tlaku byla patrná již během experimentu. Především opotřebovaný suchý zip neodolává dobře vyššímu tlaku a manžeta se povolovala. Podobnou charakteristiku měly i manžety s pružným, nebo beztvarym textilním pouzdrem. Změna směrnice stoupajícího tlaku je výrazná již od 50 mmHg a výše, tedy na běžně měřitelném rozsahu krevního tlaku. Nárůst doby tlakování manžety na konečný tlak není závažný z barotraumatického hlediska, ovšem povolující se zip může ovlivnit změřený výsledek zkrácením intervalu měření a zvýšenou rychlostí poklesu manžetového tlaku.

Experimentální sestavu jsem navrhl tak, aby se manžety nenafokovaly nad běžně dosahované hodnoty tlaku a měření manžet probíhalo za standardních podmínek. Průměrná konečná hodnota tlaku v manžetě je 205,9 mmHg. Zvýšení objemu tlakové nádoby by vedlo k menším změně tlaku uvnitř a nižší přesnosti výpočtu stavové rovnice. Zvětšení porovnávaného rozsahu manžet, či přizpůsobení manžetám s větším objemem lze uspokojivě dosáhnout jedině navýšením výchozího tlaku v tlakové nádobě nad současných 250 mmHg. Experiment jsem ukončil vždy, když tlak v tlakové nádobě přestal významně klesat. K úplnému vyrovnaní tlaků v soustavě proto nikdy nedošlo. Průměrný konečný rozdíl tlaků nádoby a manžety byl 5,8 mmHg.

Jako problematický prvek soustavy, který by mohl způsobit rozdíly v naměřených datech jsem předpokládal ručně ovládaný jehlový ventil. Ačkoli jsem vybral ventil velmi kvalitní a jemný, nešlo pro jednotlivá měření rukou nastavit identický průtok stlačeného vzduchu. Statistické vyhodnocení opakovaného

záznamu dat stejné manžety ukázalo směrodatnou odchylku mezi měřeními $2,095 \pm 0,137$ %. Chybu měření ovlivní více rychle prováděné experimenty oproti pomalým experimentům, kdy se neuplatní fyzikální jevy popsané v části návrhu sestavy.

Matematické simulace a vědecké experimenty, které jsem zpracoval v teoretické části práce, nepřikládají mechanickým vlastnostem manžety, jako je její poddajnost a tuhost stěny, velký význam při posouzení vlivu na přesnost měření krevního tlaku. Studie upozorňují, že významný vliv má pro měření tlaku správné umístění a zvolený rozměr manžety. Tento požadavek zvláště platí v případě měření tlaku na zápěstí. Zde se často používá manžeta velmi malého rozměru, působící jen na malou plochu zápěstí. Tu je nutné vůči cévě správně polohovat. Charakter stlačované tkáně je zde oproti nadloktí rozdílný. Kosti a šlachy se vyskytují blíže pod povrchem kůže a tvar či rozměr manžety určuje významněji možnosti stlačení tepny.

Objemově-tlakové křivky, které jsem naměřil za pomoci vlastní měřicí sestavy, neprokázaly mezi jednotlivými manžetami takový rozdíl, který by svým rozsahem mohl ovlivnit přesnost neinvazivního měření krevního tlaku s větší než běžně tolerovanou odchylkou od skutečné hodnoty. Oscilometrická metoda měření krevního tlaku, ve srovnání s jinými metodami, nevyužívá manžetu pouze jako okluzní prostředek. Na základě zkušeností, které jsem získal při vypracování této diplomové práce, bych jako zajímavou možnost hlubšího srovnání manžet navrhl jejich porovnání z hlediska přenosu těchto dynamicky se měnících oscilací.

Závěr

Vysoká prevalence hypertenze u dospělé populace, riziko nevratného poškození orgánů zvýšeným krevním tlakem a vysoká míra mortality, spojená s onemocněním cév, stojí za všeobecným rozšířením měření krevního tlaku. To je dnes prováděno rutinně nejen na nemocných či rizikových pacientech. Krevní tlak jako v medicíně již plně zažitý parametr vykazuje souhrnnou informaci o hemodynamické, metabolické i psychické kondici organismu. V praxi je měřen mnoha způsoby. Základní auskultační metoda, předvedená v současné podobě před více než 100 lety, je v oblasti neinvazivního měření stále nejpřesnějším způsobem zjištění krevního tlaku. Bohužel vyžaduje bohaté zkušenosti a zručnost osoby provádějící měření. Proto byly navrženy další způsoby umožňující bezobslužné měření. Automatické tonometry, nejčastěji založené na oscilometrické metodě, ovšem nemají vždy zaručenou přesnost výsledku. Úspěšnost měření krevního tlaku oscilometrickou metodou silně ovlivňují patologické změny cév a další nestandardní stavy organismu. Mezi neinvazivními metodami měření krevního tlaku má velký význam metoda odtížené arterie – pletysmografická. Ta umožňuje jako jediná kontinuální měření tlaku.

Nejen záznam detailního průběhu tlaku během jediného pulzu ale i celodenní variabilita jsou velmi důležité parametry rozšiřující omezenou vypovídací schopnost jednorázově prováděných měření. Můžeme dle nich určit střední hodnoty poukazující na skutečné riziko závažného cévního onemocnění. Variabilita krevního tlaku zaznamenávaná holterovským měřením je během dne přirozeně široká. Typický je pokles krevního tlaku v noci a jeho následný výrazný vzrůst ráno po probuzení. Na základě celodenního záznamu krevního tlaku může lékař dobře posoudit efekt léčby předepsanými léky. Ten se dříve hodnotil jen z hlediska snížení absolutních hodnot tlaku systolického a diastolického, střední tlak býval v tomto směru neprávem přehlížen.

Všechny způsoby měření krevního tlaku neinvazivní cestou spojuje použití okluzivního prvku – manžety. Ta má význam především pro škrcení arterií, případně na přesnost pulzních oscilací či jiných projevů proudící krve. Jejimi základními parametry jsou rozměry, tvar a poddajnost. Na první pohled viditelné rozdíly, jako kvalita zpracování, použité materiály či výztuhy a jejich rozložení mají efekt spíše pro lepší práci s manžetou a její delší životnost než na změřené hodnoty tlaku. Rozměr a tvar manžety již ovšem mohou měření tlaku významně ovlivnit. Krom výše zmíněných vlastností má na přesnost měření vliv také způsob nasazení a správná poloha středu gumového vaku manžety přesně nad stlačovanou cévou.

Právě zkoumáním těchto manžet jsem se zabýval ve své práci. Mým cílem bylo změřeni jejich objemově-tlakové charakteristiky, posouzení příčin a možného vlivu případných rozdílů mezi manžetami. Plán měření této charakteristiky za pomoci průtokoměru nebyl uskutečněn, protože nabídka dostupných průtokoměrů nesplnila nároky na přesnost záznamu především při velmi nízkých hodnotách průtoku. Navrhl jsem proto alternativní způsob měření s využitím stavové rovnice plynu založený na vyrovnávání tlaků soustavy tlakové nádoby a přímo napojené manžety.

Na počátku měření byly všechny manžety zcela vyfouklé a ničím nezatížené, na jeho konci obsahovaly v průměru 285 ml vzduchu o průměrném konečném tlaku 205,9 mmHg. Navržená sestava dosáhla průměrné směrodatné odchylky opakovaných měření $2,095 \pm 0,137$ %. Na souboru třinácti manžet různé kvality, typu či opotřebení se mi povedlo zachytit rozdíly v měřené charakteristice. Nejsou však v takovém rozsahu, aby mohly mít vyšší vliv na měření hodnot tlaku a vychýlit výsledek o více než běžně tolerovaných 5 mmHg. Manžety lze s přístroji pro měření krevního tlaku libovolně kombinovat, ovšem kompatibilita může být omezena rozdílnými koncovkami a průměrem přípojných hadic. Algoritmus automatického tonometru dále nemusí tolerovat manžety atypických rozměrů a s nimi spojený rozdíl v konečném objemu manžety.

Citovaná literatura

- [1] **Jiří Widimský, Renata Cífková, Jindřich Špínar, Jan Filipovský, Milan Grundmann, Karel Horký, Aleš Linhart, Václav Monhart, Hana Rosolová, Miroslav Souček, Jiří Vítovec, Jiří Widimský sr.** Doporučení diagnostických a léčebných postupů u arteriální hypertenze - Doporučení České společnosti pro hypertenzi - verze 2007. *Cor et Vasa*. 2008, Sv. 50, 1.
- [2] **Dylevský, Ivan.** *Funkční anatomie*. Praha : Grada Publishing a.s., 2009. ISBN: 978-80-247-3240-4.
- [3] **Jerry J. Batzel, Franz Kappel, Daniel Schneditz, Hien T. Tran.** *Cardiovascular and Respiratory Systems - Modeling, Analysis and Control*. Philadelphia : Society for Industrial and Applied Mathematics, 2007. ISBN: 89871-617-9.
- [4] **Fabián, Vratislav.** Neinvazivní měření krevního tlaku založené na oscilometrickém principu. *Disertační práce*. Praha : České vysoké učení technické v Praze - Fakulta elektrotechnická - Katedra kybernetiky, 2012.
- [5] **Nitzan, Meir.** Automatic noninvasive measurement of arterial blood pressure. *Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE*. 2011, Sv. I, 14.
- [6] **Marek Penhaker, Martin Imramovský, Petr Tiefengach, František Kobza.** *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*. Ostrava : VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN: 80-248-0751-3.
- [7] **John G. Webster, Halit Eren, Shyam Rithalia , Mark Sun and Roger Jones.** *Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook, Second Edition*. New York : CRC Press, 2014. ISBN: 978-1-4398-4891-3.
- [8] **Rozman, Jiří.** *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha : Academia, 2006. ISBN: 80-200-1308-3.
- [9] **Edmund H. Duthie, Jr., Paul R. Katz a Michael Malone.** *Evidence-Based Physical Diagnosis (Third Edition)*. místo neznámé : Elsevier Inc., 2012. ISBN: 978-1-4377-2207-9.

- [10] **Winnicki M, Canali C, Accurso V, Dorigatti F, Giovinazzo P, Palatini P.** Relation of 24-hour ambulatory blood pressure and short-term blood pressure variability to seasonal changes in environmental temperature in stage I hypertensive subjects. Results of the Harvest Trial. *Clinical and Experimental Hypertension*. 1996, Sv. 18, 8.
- [11] **John S Floras, MD, DPhil, FRCPC.** Blood Pressure Variability: A Novel and Important Risk Factor. *Canadian Journal of Cardiology*. 2013, Sv. 29, 5.
- [12] **P. Cicconetti, M. Cacciafesta, M. Migliori, C.F. Di Gioacchino, F. Vetta, F. Chiarotti, V. Marigliano.** Influence of sex and age on blood pressure variability. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2000, 30.
- [13] **Safar, M. E.** Blood pressure variability and arterial stiffness. *Artery Research*. 2011, Sv. I, 5.
- [14] **Webster, John G.** *Encyklopedia of Medical Devices and Instrumentation (Second Edition)*. New Jersey : John Wiley & Sons, Inc., 2006. ISBN: 13 978-0-471-26358-6.
- [15] **Michálek, Tomáš.** Spektrální analýza Korotkovových zvuků. *Diplomová práce*. Praha : České vysoké učení technické v Praze - Fakulta elektrotechnická - Katedra kybernetiky, 2014.
- [16] *An Initial Step Towards Improving the Accuracy of the Oscillometric Blood Pressure Measurement.* **Jiankun L., Jin-Oh H., Ramakrishna M.** Osaka : IEEE - Engineering in Medicine and Biology Society, 2013. ISBN: 978-1-4577-0216-7.
- [17] **Sorvoya H., Myllyla R., Karja-Koskenkari P.** Accuracy Comparision of Oscillometric and Electronic Palpation Blood Pressure Measuring Methods Using Intra-arterial Method as a Reference. *Molecular and Quantum Acoustics*. 2005, Sv. 26.

- [18] *A Mathematical Study of Some Biomechanical Factors Affecting the Oscilometric Blood Pressure Measurement.* **Mauro Ursimo, Cristiana Cristalli.** 8, místo neznámé : IEEE, 43, Sv. 1996. ISSN: 0018-9294.
- [19] *Noninvasive Blood Pressure Measurement Methods.* **Hannul Sorvoja, Risto Myllylä.** Gliwice : Silesian Division of Polish Acoustical Society, 2006, Sv. 27. ISSN: 1731-8505.
- [20] **Tanaka S., Nogawa M., Yamakoshi T., Yamakoshi K.** Accuracy Assessment of a Noninvasive Device for Monitoring Beat-by-Beat Blood Pressure in the Radial Artery Using the Volume-Compensation Method. *IEEE Transactions on Biomedical Engeneering.* 2007, Sv. 10, 54.
- [21] **Jelezcov C., Krajinovic L., Munster T., Birkholz T.** Precision and accuracy of a new device (CNAP™) for continuous non-invasive arterial pressure monitoring: assessment during general anaesthesia. *British Journal of Anaesthesia.* 2010, Sv. 105, 3.
- [22] **McCarthy T., Telec N., Dennis A., Griffiths J., Buettner A.** Ability of non-invasive intermittent blood pressure monitoring and a continuous non-invasive arterial pressure monitor (CNAPT™) to provide new readings in each 1-min interval during elective caesarean section under spinal anaesthesia. *Anaesthesia.* 2012, 67.
- [23] **Auvinen A., Bridges J., Dawson K., Jong W. D., Hartemann D. a další.** *Mercury Sphygmomanometers in Healthcare and the Feasibility of Alternatives.* Brusel : Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, 2009.
- [24] **Markandu NK, Whitcher F, Arnold A, Carney C.** The mercury sphygmomanometer should be abandoned before it is proscribed. *Journal of Human Hypertension.* 2000, 13.

- [25] **Gupta M., Shennan A., Halligan A., Taylor DJ., de Swiet M.** Accuracy of oscillometric blood pressure monitoring in pregnancy. *BJOG: An International Journal of Obstetrics and Gynaecology*. 1997, Sv. 104, 3.
- [26] **Ludvík Bejček, Jan Vaculík.** Snímače tlaku. *Automa - Časopis pro automatizační techniku*. 11 2011, 1.
- [27] **M., Husák.** *Mikrosenzory a mikroaktuátory*. Praha : Academia, 2008. ISBN:978-80-200-1478-8.

Seznam příloh

Přílohy ve vazbě

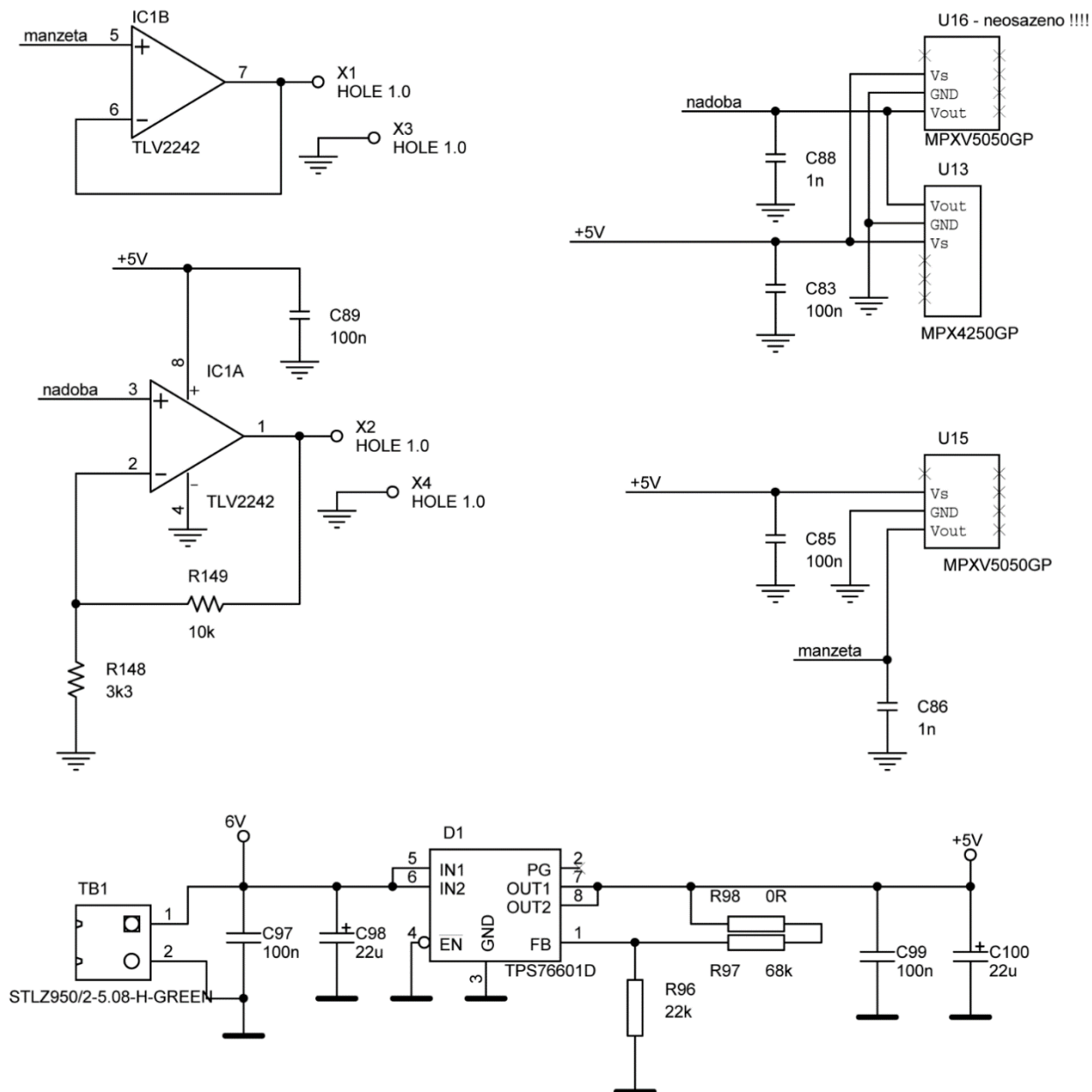
Příloha č.1 – Elektrické schéma senzorického obvodu

Příloha č.2 – Návrh DPS pro senzorický obvod

Obsah přiloženého CD

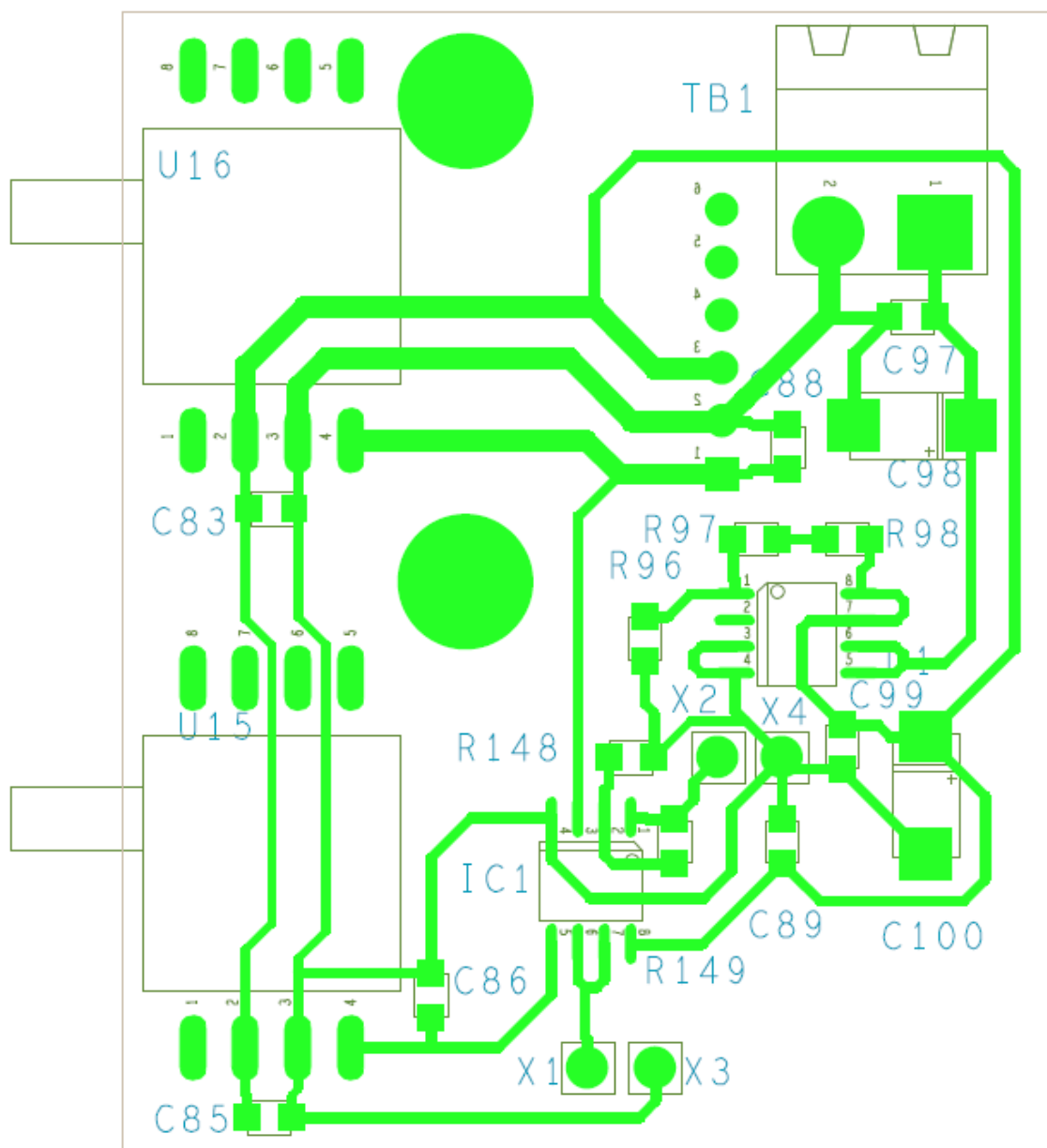
Název	Popis
Tucek_Martin_DP.pdf	Diplomová práce
Složka „program“	Obsahuje naměřná data a program
program/cuffPV.m	Program pro zpracování naměřených dat
program/opakovatelnost.m	Program pro vyhodnocení experimentální sestavy
program/kalibrace final/	Obsahuje kalibrační data
program/mereni final/	Obsahuje data uskutečněných měření na manžetách
program/mereni Omron nova/	Obsahuje data pro vyhodnocení sestavy
program/mereni Hartmann/	Obsahuje další data pro vyhodnocení sestavy

Příloha č.1 – Elektrické schéma senzoričkého obvodu



Obrázek 6 - Elektrické schéma zapojení senzoričkové desky

Příloha č.2 – Návrh DPS pro senzorický obvod



Obrázek 7 - Návrh desky plošných spojů pro senzory